

Universidade de São Paulo

Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto

Departamento de Física e Matemática

**Estudo de uma câmara de ionização tipo poço
através de simulação Monte Carlo**

MAIRON MARQUES DOS SANTOS

Ribeirão Preto

2009

MAIRON MARQUES DOS SANTOS

Estudo de uma câmara de ionização tipo poço através de simulação Monte Carlo

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Física Aplicada à Medicina e à Biologia.

Orientadora: Prof^ª Dr^ª Patrícia Nicolucci.

Ribeirão Preto

2009

FICHA CATALOGRÁFICA

Santos, Mairon Marques dos

Estudo de uma câmara de ionização tipo poço através de simulação Monte Carlo.
Ribeirão Preto, 2009.

71p.:il.; 30cm

Dissertação de mestrado, apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo - Área de concentração: Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Orientadora: Prof^ª Dr^ª Patrícia Nicolucci.

1. simulação Monte Carlo 2. PENELOPE 3. medicina nuclear 4. câmara poço

SANTOS, M.M. Estudo de uma câmara de ionização tipo poço através de simulação Monte Carlo. 2009. 71f. Dissertação (Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009.

ERRATA

Folha	Linha	Onde se lê	Leia-se
2	15	Calibradores de dose	Curiômetros/Medidores de atividade
4	6	materiais	material
	10	Penelope	PENELOPE
5	8	como um traçador	como um radiotraçador
12	7	até a sua absorção	até a sua absorção ou fuga do sistema
13	18	Rolea Russa	Roleta Russa
15	1	Materiais e métodos	Material e métodos
17	4	O calibrador de dose	O calibrador de atividade
20	1	Fontes utilizadas	Fontes radioativas utilizadas
23	4	No Pengeom	No PENGEOM.F
24	2	nas figuras 3.8b e 3.8a	nas figuras 3.8a e 3.8b
28	6	variou de variou de	variou de
31	6	A tabela 4.1 mostra	A tabela 4.1 apresenta
34	2	$\sqrt{d^2 - a^2}$	$\sqrt{d^2 + a^2}$
	9	$\Omega - d - s$	Ω_{ds}
35	2	Atividade mínima	Atividade máxima
38	12	$\mu A / (kgf/cm^2)$	$\mu A / (kgf/cm^2)$
43	3	na seção anterior	na seção 4.5
47	7	absorção fotoelétrica	efeito fotoelétrico
48	9	^{131}Ba	^{133}Ba
49	21	máxima de 17%	máxima de 17%.
54	2	I-132	I-131
55	1	gafchromic	GAfchromic
	5	i-125	I-125
	7	p.325-334	p.S53-S66
	29	Medical Physics	Metrologia
56	5	Mcnpx	MCNPx
	8	monte carlo	Monte Carlo
	11	penelope mc	PENELOPE MC
57	17	geant4 monte carlo	GEANT4 Monte Carlo

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais, Ismênia e Múrcio.

Agradecimentos

Agradeço:

À Prof.^a Dr.^a Patrícia Nicolucci pela orientação neste trabalho e pela paciência em dias brandos e tumultuados;

Aos colegas de laboratório Tatiana, Mirko, Fábio, Cristiano e Leandro que ajudaram no desenvolvimento do trabalho e fizeram companhia;

À Thatiane pelo companherismo inquestionável;

Aos funcionários do serviço de Medicina Nuclear, do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto, especialmente à Joseane;

Ao meu irmão, sempre com seu bom humor;

Aos meus avós,

Aos meus tios Balduino e Mariusa, pelas ajudas “relâmpago” que me tiraram do buraco algumas várias vezes;

Aos meus tios Angelino e Iva, pelo aconchego e as gargalhadas.

“Liberdade é uma palavra que o sonho humano alimenta, não há ninguém que explique e ninguém que não entenda.”
— CECÍLIA MEIRELES

Resumo

SANTOS, M. M. dos,. *Estudo de uma câmara de ionização tipo poço através de simulação Monte Carlo*. 2009. 71p.

Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2009.

O uso de simulação Monte Carlo do transporte de radiação na matéria tem sido cada vez mais empregado nas áreas de física radiológica e dosimétrica. Em Medicina Nuclear é possível usar diversos códigos de simulação como ferramenta para estudar diferentes características de resposta de calibradores de dose. O código de simulação Monte Carlo PENELOPE (Penetration and ENergy LOss of Positron and Electrons) possui um algoritmo misto do transporte de radiação, condensando eventos de interação, conforme os parâmetros de entrada estabelecidos. Neste trabalho, o código de simulação PENELOPE foi usado para estudar a resposta de uma câmara de ionização em função de diversos parâmetros que influenciam suas características de resposta. Neste trabalho os parâmetros de resposta de uma câmara de ionização tipo poço foram estudados através de simulação Monte Carlo, comparando-se os resultados obtidos com dados experimentais. A eficiência da câmara foi testada através de simulação e mostrou-se condizente com os valores previstos através de cálculos. Com relação à atividade, a resposta se mostrou linear para todos os nuclídeos estudados, sendo possível se obter a sensibilidade relativa da câmara através de simulação e de medidas experimentais. A resposta da câmara em função a energia, obtida através de simulação, também representou bem os valores experimentais, sendo possível extendê-los para energias mais altas e mais baixas que os valores das medidas experimentais. Estudos do volume de radiofármaco e da posição da fonte no poço da câmara obtidos através de simulação apresentaram comportamento esperado de acordo com a literatura. O código PENELOPE foi validado para o estudo desta câmara de ionização, permitindo que parâmetros geométricos e de materiais sejam estudados sem os custos e as dificuldades dos arranjos experimentais.

Palavras-chave: simulação Monte Carlo, PENELOPE, medicina nuclear, câmara de ionização tipo poço.

Abstract

SANTOS, M. M. dos.,. *Study of a well-type ionization chamber by Monte Carlo simulation*. 2009. 71p.

Thesis (Master) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2009.

The use of Monte Carlo simulation to the radiation transport in matter has been widely applied in the radiological and dosimetric areas. In Nuclear Medicine it is possible to use a variety of simulation codes as tools to study different response characteristics of dose calibrators used to measure radionuclides activities. The PENELOPE (Penetration and ENergy LOss of Positron and Electrons) Monte Carlo simulation code has a mixed algorithm for the transport of radiation, which condenses the interaction events according to the input parameters. In this work, the PENELOPE code of simulation was used to study the response of an ionization chamber as function of parameters influencing its response. The chamber efficiency was tested by simulation and it showed a good agreement with calculated results. To the activity, its response showed a linear behavior for all studied nuclides, allowing one to obtain its sensitivity by simulation and measurements. The response of the chamber as a function of the energy obtained by simulation also showed a good agreement with the measurements, allowing one to extrapolate it to energies below and above the measured ones. The analysis with the volume of radiopharmaceuticals and position of the source in the chamber well obtained by simulation showed the expected behavior compared to the ones in literature. PENELOPE was validated to study this ionization chamber, so allow one to perform geometric and material parameters studies without experimental costs and difficulties.

Keywords: Monte Carlo simulation, PENELOPE, nuclear medicine, well-type ionization chamber.

Lista de Figuras

Figura 2.1 - Esquema de funcionamento de uma câmara de ionização.	7
Figura 2.2 - Câmara poço (a) e resposta em função do deslocamento longitudinal (b)	9
Figura 2.3 - Diagrama esquemático para a medida de SCD.	14
Figura 3.1 - Câmara de ionização tipo poço MRA/IPEN: a) visão externa e b) estrutura dos eletrodos.	16
Figura 3.2 - Modelos da capa de proteção (a) e do insersor (b) para a simulação.	17
Figura 3.3 - Componentes do sistema de calibração.	17
Figura 3.4 - Calibrador de dose Capintec CRC-30BC.	18
Figura 3.5 - Fontes radioativas utilizadas nas medidas: (a) ampola de radiofármaco utilizada no serviço de Medicina Nuclear e (b) frascos das fontes-padrão.	20
Figura 3.6 - Estrutura de operação do código PENELOPE.	22
Figura 3.7 - Superfícies quadráticas e índices da equação reduzida.	23
Figura 3.8 - Modelo da CI para simulação: (a) vista externa e (b) vista interna.	24
Figura 3.9 - Conjunto: proteção fixa (a) e insersor para a CI textbf(b)	24
Figura 3.10 - Representação computacional da ampola utilizada: (a) 3D e (b) 2D.	25
Figura 3.11 - Algoritmos para a contagem de partículas: (a) ϵ_{abs} . e (b) ϵ_{int}	26
Figura 3.12 - Alturas do insersor de material: (a) mínima e (b) máxima.	30
Figura 4.1 - Eficiência absoluta simulada para a câmara poço IPEN.	32

Figura 4.2 - Eficiência intrínseca simulada.	33
Figura 4.3 - Resposta da câmara com a atividade para o ^{99m}Tc	35
Figura 4.4 - Resposta da câmara com a atividade para o ^{201}Tl	36
Figura 4.5 - Resposta da câmara com a atividade para o ^{67}Ga	37
Figura 4.6 - Resposta da câmara com a atividade para o ^{131}I	37
Figura 4.7 - Resposta da CI com a pressão para ^{57}Co	38
Figura 4.8 - Resposta da CI com a pressão para ^{133}Ba	39
Figura 4.9 - Resposta da CI com a pressão para ^{137}Cs	39
Figura 4.10 - Resposta relativa com a pressão para ^{57}Co , ^{133}Ba e ^{137}Cs	40
Figura 4.11 - Distribuição de dose no volume sensível para o ^{57}Co (eV/g por fóton).	41
Figura 4.12 - Distribuição de dose no volume sensível para o ^{137}Cs (eV/g por fóton).	42
Figura 4.13 - Faixa da distribuição de dose no volume sensível para o ^{57}Co (eV/g por fóton).	43
Figura 4.14 - Faixa da distribuição de dose no volume sensível para o ^{137}Cs (eV/g por fóton).	43
Figura 4.15 - Energia depositada por história primária em função do volume de radiofármaco.	44
Figura 4.16 - Resposta normalizada em função do volume de radiofármaco.	45
Figura 4.17 - Resposta da CI em função da altura da fonte para o ^{99m}Tc	46
Figura 4.18 - Resposta da CI em função da altura da fonte para o ^{201}Tl	46
Figura 4.19 - Resposta da CI em função da altura da fonte para o ^{67}Ga	47
Figura 4.20 - Resposta da CI em função da altura da fonte para o ^{131}I	47
Figura 4.21 - Dependência energética para a câmara de ionização.	49

Lista de Tabelas

Tabela 3.1 - Características dos radionuclídeos utilizados.	19
Tabela 3.2 - Faixa de atividades medidas junto ao HC-FMRP.	27
Tabela 3.3 - Valores de densidade do argônio em função da pressão.	29
Tabela 4.1 - Energia média e eficiência absoluta em função da energia.	31
Tabela 4.2 - Número de partículas que deixam a câmera e eficiência intrínseca.	33
Tabela 4.3 - Atividades mínimas medidas e respectivas leituras.	34
Tabela 4.4 - Atividades máximas medidas e respectivas leituras.	35
Tabela 4.5 - Corrente de ionização experimental e simulada.	48
Tabela A.1 - Espectro de emissão para ^{131}I	52
Tabela A.2 - Espectro de emissão para ^{67}Ga	53
Tabela A.3 - Espectro de emissão para ^{201}Tl	53
Tabela A.4 - Espectro de emissão para ^{99m}Tc	53
Tabela A.5 - Espectro de emissão para ^{57}Co	53
Tabela A.6 - Espectro de emissão para ^{133}Ba	54
Tabela A.7 - Espectro de emissão para ^{137}Cs	54
Tabela A.8 - Energia média de emissão.	54

Sumário

1	Introdução	1
2	Fundamentação teórica	5
2.1	Medicina Nuclear	5
2.1.1	Radioisótopos e suas utilidades	5
2.2	Câmaras de ionização	6
2.3	Câmaras de ionização tipo poço	8
2.3.1	Medidas de atividade	9
2.3.2	Condições de medição	10
2.3.3	Efeitos de perturbação	11
2.4	Simulação Monte Carlo	11
2.4.1	Seção de choque	14
3	Material e métodos	15
3.1	Câmaras de ionização	15
3.1.1	Câmara poço IPEN/MRA	15
3.1.2	Câmara poço LND	17
3.2	Radioisótopos utilizados	18
3.3	Código PENELOPE 2006	20

3.3.1	Estrutura e operação do código	21
3.3.2	Descrição da geometria	21
3.3.3	Espectros utilizados na simulação	25
3.3.4	Parâmetros da simulação	25
3.4	Teste de eficiência	25
3.5	Sensibilidade e linearidade	27
3.6	Resposta com a pressão	28
3.7	Variação do volume de radiofármaco	28
3.8	Variação da posição da fonte	29
3.9	Dependência energética	29
4	Resultados e discussões	31
4.1	Simulação da eficiência	31
4.1.1	Eficiência absoluta	31
4.1.2	Eficiência intrínseca	32
4.2	Sensibilidade e linearidade	34
4.3	Resposta com a pressão	38
4.4	Distribuição de dose	41
4.5	Resposta com o volume de radiofármaco	43
4.6	Resposta com a posição da fonte	45
4.7	Dependência energética	48
5	Conclusões	50

Apêndice A – Espectros de emissão e da energia média dos radionuclídeos usados nas simulações.	52
Referências Bibliográficas	55

1 Introdução

A evolução tecnológica na segunda metade do século XIX e o subsequente desenvolvimento das ferramentas e das próprias leis da Física permitiram que, cada vez mais, as mesmas contribuíssem para os avanços nas ciências médica e biológica. Dentre estes avanços, podem ser citados a descoberta da indução eletromagnética por Michael Faraday em 1831, os raios catódicos por Willian Crookes em 1838, os raios X por Wilhelm Konrad von Röntgen em 1895, a radioatividade por Henri Becquerel em 1896, e o primeiro radionuclídeo por Marie Curie em 1896, dentre outros.

Muitas destas descobertas fizeram com que, na medicina, os diagnósticos e tratamentos de doenças se tornassem cada vez mais precisos e eficazes, dando maior ênfase a benefícios da física nesta área e maior destaque ao uso das radiações ionizantes. Em 1913, William Duane iniciou um trabalho com fontes de radônio em um Hospital de Boston, Estados Unidos, onde tratou milhares de pacientes com câncer (1). Desde então, as radiações ionizantes se tornaram ferramentas importantíssimas na rotina hospitalar, destacando-se as técnicas do radiodiagnóstico, da radioterapia e da medicina nuclear.

O radiodiagnóstico é uma modalidade que usa da radiação ionizante para o diagnóstico ou detecção de doenças ou disfunções no organismo. Já a radioterapia faz uso da radiação para tratamento. Em Medicina Nuclear, fontes radioativas (não-seladas) agregadas a fármacos são ministradas a pacientes para obtenção de imagens e para o tratamento (2, 3).

Nesta última modalidade, enquanto que a escolha correta do fármaco assegura que apenas o órgão em questão receba uma concentração significativa de material radioativo, a escolha do radioisótopo, e sua atividade, determina a dose que a radiação depositará no órgão em questão. Pode ocorrer, porém, a deposição indesejada de dose em tecidos vizinhos à região de interesse

(4, 5), enfatizando-se ainda mais a escolha correta do radioisótopo. Desta forma, em procedimentos de Medicina Nuclear, é de fundamental importância que a atividade específica do radiofármaco em questão seja determinada com acurácia e precisão (6). O calibrador de dose é o instrumento que permite determinar a atividade do radiofármaco utilizado em Medicina Nuclear. Embora um termo mais adequado para tais equipamentos pudesse ser medidores de atividade (curiômetro), o uso de “calibradores de dose” enfatiza a idéia de que a atividade do radionuclídeo administrada está diretamente ligada à dose de radiação depositada no paciente durante o procedimento de diagnóstico ou terapia. Os calibradores de dose utilizados em Medicina Nuclear são projetados e calibrados de forma a fornecerem uma medida da atividade de um elemento radioativo presente em uma amostra, geralmente acondicionada em uma ampola ou uma seringa. Na literatura encontram-se descritos calibradores de dose baseados em tubos Geiger-Müller em configuração de poço, câmaras de ionização tipo poço (7, 8), cintiladores plásticos (9, 10), filmes (11), além de métodos de determinação da atividade de uma amostra baseados na constante da taxa de exposição do radionuclídeo (12, 13).

Curiômetros/Medidores de atividade baseados em câmaras de ionização tipo poço têm sido largamente empregados devido a algumas vantagens operacionais, como sensibilidade, estabilidade e reprodutibilidade de resposta por um período relativamente longo de tempo (13). Mesmo para esses detectores, entretanto, uma mesma atividade de diferentes radionuclídeos pode produzir diferentes leituras, caso a corrente de ionização produzida no volume sensível da câmara não seja adequadamente corrigida, em função das características de resposta da câmara (14, 15). Para se efetuar essa correção é necessário que estas características de resposta do detector em função da energia das partículas emitidas pelo radiofármaco, da geometria de medida, da fluência de partículas e do tipo de radiação (partículas carregadas ou não) sejam conhecidas (13–18).

A eficiência de detecção da câmara de ionização tipo poço depende, entre outros fatores, dos materiais que compõem a câmara, sendo que cada material modifica diferentemente a fluência de fótons e elétrons no volume sensível da câmara. A pressão do gás, a mobilidade das partículas carregadas, a recombinação dos íons e a disposição geométrica dos eletrodos no

volume sensível, a distribuição geométrica da fonte (comumente ampola ou seringa), a posição da fonte ao longo do poço da câmara são parâmetros importantes para a corrente de ionização resultante (13).

O método Monte Carlo fornece ferramentas adequadas para a avaliação de condições de detecção de câmaras com diferentes características de construção (19, 20). A partir do final da década de sessenta, surgiram as primeiras aplicações médicas do método em áreas ligadas à radiologia (21), e, mais recentemente, na avaliação de tratamentos radioterápicos, caracterização de detectores e feixes de radiação (22, 23), estudo de grandezas dosimétricas em proteção radiológica (24), avaliação de doses internas em medicina nuclear (25), dimensionamento de blindagens para salas de radiodiagnóstico (26), nanodosimetria (27), dentre outros.

Existem diversas vantagens no uso da simulação Monte Carlo para caracterizar câmaras de ionização. Além da flexibilidade para testes em diferentes configurações, a simulação de câmaras tipo poço pode fornecer resultados de detecção de componentes de radiação primária e secundária (provindas de interações da radiação primária) separadamente, auxiliando no entendimento da dependência de resposta em função do tipo e energia da radiação. Pode-se, ainda, estudar a resposta do detector para diferentes posições e geometrias da fonte ao longo do poço e a corrente resultante com diferentes materiais que compõem a câmara como os eletrodos e a parede do poço. Além disso, resposta da câmara pode ser interpolada para energias intermediárias ou extrapolada para energias mais altas ou mais baixas que as disponíveis experimentalmente e, o que é mais importante, sem os custos de montagens experimentais.

Neste trabalho, as características de resposta de uma câmara de ionização tipo poço, desenvolvida pelo Grupo de Detectores do Centro de Tecnologia das Radiações (CTR), do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) foram estudadas através de simulação Monte Carlo e de procedimentos experimentais com fontes radioativas utilizadas pelo Setor de Medicina Nuclear do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP (HCFMRP-USP). Os resultados experimentais de sensibilidade, linearidade de resposta em função da atividade foram utilizados para validação das

simulações, realizadas para as mesmas condições encontradas nos procedimentos experimentais. A resposta do detector em função da pressão do gás no volume sensível foram verificadas experimentalmente e através de simulação. Variações da posição e do volume da fonte ao longo do poço da câmara também foram estudados através de simulação.

Esta dissertação está dividida em 5 capítulos. Após a introdução, é apresentada, no capítulo 2, a fundamentação teórica do trabalho, descrevendo-se as características gerais das câmaras de ionização e das simulações Monte Carlo.

No capítulo 3 são apresentados os materiais e os métodos utilizados no trabalho. São descritas as características da câmara de ionização tipo poço desenvolvida pelo IPEN (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares) e reproduzida pela MRA - Indústria de Equipamentos Eletrônicos Ltda, de Ribeirão Preto, São Paulo, bem como a transcrição da geometria da câmara para a simulação computacional e as ferramentas do código PENELOPE - Penetração e Perda de Energia por Pósitrons e Elétrons, do inglês *Penetration and ENERGY LOSS of Positron and Electrons*. São apresentados, também, os procedimentos para a preparação dos radiofármacos no Hospital das Clínicas, da Universidade Estadual de São Paulo, Ribeirão Preto e os procedimentos com as fontes-padrão junto à MRA. Além disso, são descritos os testes realizados para a caracterização de resposta da câmara.

Os dados experimentais e de simulação para os testes de estabilidade, linearidade, reprodutibilidade, pressão e eficiência são apresentados e analisados no capítulo 4, intitulado Resultados e discussões.

No capítulo 5 são apresentadas as conclusões do trabalho.

2 *Fundamentação teórica*

2.1 **Medicina Nuclear**

A Medicina Nuclear (MN) está ligada à Imaginologia, ocupando-se de técnicas de aquisição de imagens para diagnóstico ou terapia (28). As imagens são adquiridas através da emissão, por núclídeos radioativos, de fótons, radiação beta ou pósitrons. Estes núclídeos são agregados a fármacos que, por sua vez, possuem afinidade ao metabolismo de determinado órgão ou tecido. Desta forma, o radiofármaco (radionuclídeo + fármaco) participa da atividade metabólica, depositando-se num determinado tecido e funcionando como um radiotraçador. A partir da emissão de fótons, elétrons ou pósitrons, é possível, então, obter uma imagem anatômica ou funcional do tecido em estudo, possibilitando o diagnóstico. Em caso de terapia, o acúmulo de material no tecido é responsável pela morte de células malignas na região em que se concentra.

2.1.1 **Radioisótopos e suas utilidades**

A MN faz uso de uma grande variedade de procedimentos para diagnóstico com um grande número de radiofármacos, cobrindo a maior parte dos órgãos no organismo humano (4).

No Brasil, os radioisótopos mais usados são os do Gálio, do Iodo, do Tálcio e do Tecnécio. O iodo estável (^{127}I) é muito abundante na natureza e seus isótopos mais disponíveis são o ^{123}I , ^{125}I e o ^{131}I . O uso mais comum destes radioisótopos é no diagnóstico e terapia de desordens e câncer na tireóide (4, 29, 30).

O radioisótopo do Gálio, ^{67}Ga , é usado comumente na forma de citrato, funcionando como um radiotraçador devido à sua afinidade por tecidos com processos inflamatórios e linfonodos (31).

O radioisótopo do Tálcio, ^{201}Tl , é muito utilizado na forma de íon positivo (Tl^+) substituindo o íon potássio (K^+) para marcar a musculatura cardíaca, junto ao miocárdio (32).

O radioisótopo do tecnécio, ^{99m}Tc , é o mais utilizado no serviço de Medicina Nuclear (33). Este tem a vantagem de ser um emissor praticamente monoenergético ($\gamma = 140,5 \text{ keV}$), com uma meia-vida de, aproximadamente, 6h. Geralmente é disponibilizado no próprio serviço, através do gerador de tecnécio e é muito utilizado para verificação da viabilidade do miocárdio (34), perfusões no diafragma (35), verificação de fluxo sanguíneo cerebral (36), entre outras aplicações.

Outros radionuclídeos de importância são o ^{57}Co , o ^{133}Ba e o ^{137}Cs . Apesar de estes não serem usados no serviço de MN eles têm grande utilidades na detecção de instabilidades em calibradores de dose, sendo usados como fontes padrões de referência (37).

2.2 Câmaras de ionização

Os detectores de radiação mais usados são baseados nos efeitos de interação da radiação quando a mesma se encontra com um meio gasoso. Neste processo, a radiação transfere parcial ou totalmente a sua energia, produzindo pares íon-elétron que são coletados por eletrodos. Com uma eletrônica associada é possível fazer, então, uma medição da corrente formada pela coleta dos íons produzidos pela radiação. Estes detectores são chamados de ionização e apenas detectores de radiação que coletam pares de íons formados através de um gás são designados como tal (7).

A figura 2.1 ilustra os elementos básicos de uma câmara de ionização (CI) esquemática. Um volume de gás está distribuído entre dois eletrodos polarizados e, no equilíbrio, a corrente que flui no circuito externo corresponde à corrente de ionização coletada nos eletrodos.

A medida que a tensão nos eletrodos aumenta a taxa de recombinação diminui, já que os pares de íons formados são separados e levados aos eletrodos mais rapidamente e, consequentemente, o total de cargas perdidas diminui. Se a tensão é aumentada ainda mais, a taxa de

recombinação se torna desprezível.

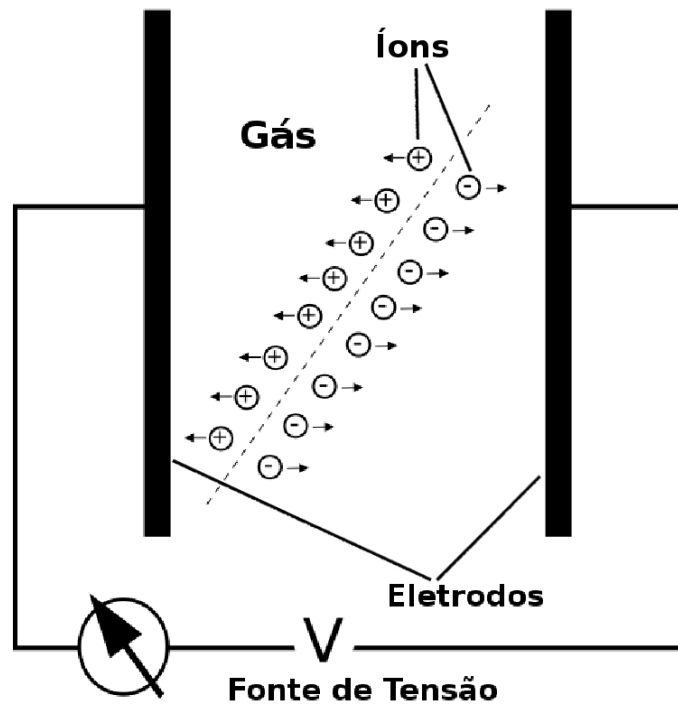


Figura 2.1 – Esquema de funcionamento de uma câmara de ionização.

A maioria das aplicações de CI envolvem sua operação no modo de corrente. Neste caso, a taxa média de formação de pares de íons dentro da câmara é medida através da corrente de ionização. Como muitos outros detectores de radiação, CI também podem ser operadas no modo pulso, onde cada *quantum* de radiação gera um pulso de sinal. Há vantagens no uso de um determinado tipo de CI em uma determinada aplicação. As CI que operam no modo pulso têm grande sensibilidade energética, já as que operam no modo corrente possuem uma excelente estabilidade (7).

Em princípio, o instrumento dá origem a um pulso cada vez que a radiação ionizante interage em seu volume sensível. Quando se trata de partículas carregadas, estas sofrem muitas interações por unidade de caminho, contribuindo enormemente para a resposta do detector no volume sensível, e conseqüentemente para o sinal. Quando se trata de fótons, as partículas percorrem distâncias bem maiores entre as interações. Desta forma, a resposta da câmara se torna menor.

As eficiências de contagem costumam ser subdivididas em duas classes: a eficiência absoluta e a intrínseca. A eficiência absoluta é definida como:

$$\varepsilon_{abs.} = \frac{\text{número de pulsos detectados}}{\text{número de partículas emitidas pela fonte}}, \quad (2.1)$$

não dependendo apenas das propriedades do detector, como também dos detalhes da geometria.

A eficiência intrínseca é definida como:

$$\varepsilon_{int.} = \frac{\text{número de pulsos detectados}}{\text{número de partículas incidentes no detector}}, \quad (2.2)$$

e, não obstante, inclui o ângulo sólido subtendido pelo detector como um fator implícito. Para fontes isotrópicas, as duas eficiências estão relacionadas da forma:

$$\varepsilon_{int.} = \varepsilon_{abs.} \times 4\pi/\Omega. \quad (2.3)$$

A eficiência depende do material do detector, da energia da radiação, da espessura de material e da configuração do detector na direção de incidência da partícula, entre outros fatores.

Quanto a geometria, existem diversos tipos de CI. Existem as de placas paralelas, geralmente usadas para raio-X de radiografia convencional e mamografia. Existem as CI cilíndricas, numa grande escala de tamanhos, dependendo da aplicação.

2.3 Câmaras de ionização tipo poço

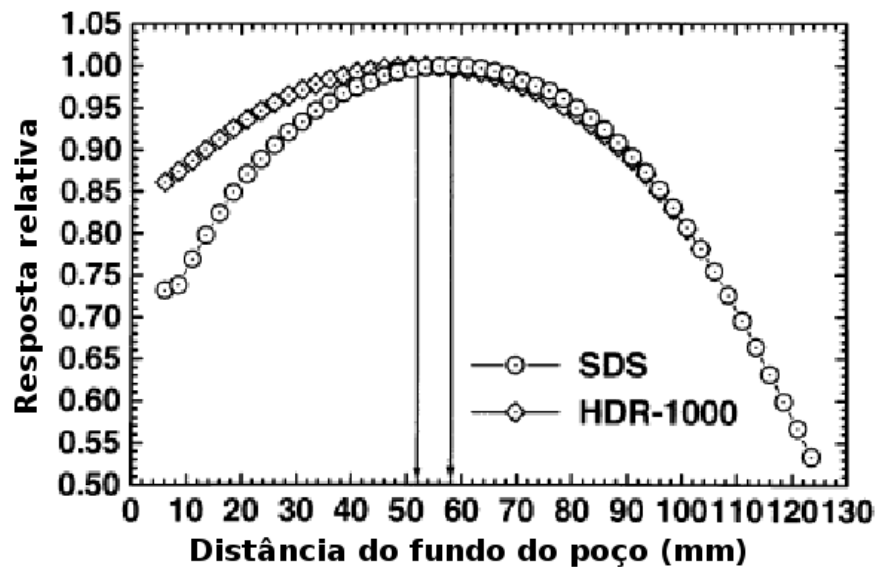
Algumas CI são muito usadas pelo vantagem de possuir uma alta sensibilidade e estabilidade de resposta em longos períodos: são as câmaras de ionização tipo poço, utilizadas em calibradores de atividade em Medicina Nuclear. Essas câmaras são chamadas geralmente de Câmaras de Ionização Tipo Poço ou Câmaras de Ionização 4π devido à geometria que faz com que o ângulo sólido subtendido pelo detector em relação à fonte seja de quase 4π . A eficiência da detecção destes instrumentos depende fortemente das características geométricas e de materiais da fonte e do detector.

Para câmaras tipo poço, uma medida relacionada com a eficiência intrínseca é o estudo da

resposta da câmara em função da posição da fonte ao longo do poço. A figura 2.2 mostra uma CI tipo poço (HDR-1000) e o comportamento, para os modelos HDR-1000 e SDS, ambos da marca Nucletron, em relação à posição da fonte no poço (38). É possível observar que a resposta, inicialmente baixa, vai se tornando cada vez maior até que começa novamente a diminuir. Isto é devido ao fato de não haver colector na parte de baixo do instrumento. Sendo assim, a maior resposta é encontrada para uma posição entre os dois extremos, já que a proximidade de um deles implica na perda de contagem devido à diminuição do ângulo sólido subtendido a partir da fonte. Há uma região de resposta constante (0.1% de variação na corrente) para a região entre 50 e 60 cm de distância do fundo do poço.



(a) Câmara HDR-1000.



(b) Resposta longitudinal.

Figura 2.2 – Câmara poço (a) e resposta em função do deslocamento longitudinal (b).

2.3.1 Medidas de atividade

A grandeza física que geralmente é determinada com uma CI tipo poço é a atividade de um radionuclídeo.

A atividade está sujeita à lei do decaimento com o tempo t , descrita da forma

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda(t-t_0)}, \quad (2.4)$$

onde A_t é a atividade num instante t , A_0 é a atividade num instante inicial t_0 , e λ é a constante de decaimento do elemento, que está relacionada com a meia-vida ($T_{1/2}$) do elemento, definida como o tempo necessário para que a atividade caia pela metade:

$$\lambda = \ln(2/T_{1/2}) . \quad (2.5)$$

A corrente de ionização (I), em condições ideais de medida e corrigida para a corrente de fundo, está relacionada com a atividade (A) através da eficiência (ϵ_N) do instrumento para um determinado radionuclídeo (18):

$$I = \epsilon_N A . \quad (2.6)$$

Novamente, a eficiência do equipamento depende do material e das interações que se sucedem no decorrer da trajetória da partícula. Nesta trajetória, cada material modifica a fluência de fótons e elétrons. Materiais de números atômicos efetivos mais altos são responsáveis pela maior parte da fluência de elétrons no gás. Parâmetros importantes para a corrente de ionização resultante são a pressão do gás, a mobilidade das partículas carregadas, a recombinação de íons e a distribuição espacial do campo elétrico.

2.3.2 Condições de medição

Condições de medição influenciam fortemente a reprodutibilidade de medidas de atividade com as CI. Isto inclui, principalmente, a geometria da fonte com ampolas e seringas padrão, a composição química e a densidade da solução. São necessárias correções para várias geometrias de ampolas (preenchimento para várias quantidades de solução em ampolas padrão, variação das dimensões e materiais), tipo de vidro que as compõe, padronização dos parâmetros do suporte de seringas e da posição da fonte ao longo do poço. Também se inclui a camada de proteção da câmara, que modifica a resposta, ainda que de maneira sutil, além de um sinal de fundo estável e a flexibilidade dos cabos conectores.

2.3.3 Efeitos de perturbação

Garantida a reprodutibilidade, outro parâmetro importante de medida com uma CI é a linearidade de resposta com a atividade. Efeitos de não-linearidade podem ser causados por propriedades físicas da própria CI, como defeitos na coleta de cargas, ou pelas limitações da eletrônica associada, por exemplo, envolvendo as características de tempo dos circuitos.

Os principais motivos para a não linearidade da resposta das CI são devidos à saturação, uma alta concentração de cargas numa pequena região devido a uma radiação muito intensa e à recombinação de íons. Esta perda de coleta após a ionização é devida ao movimento lento dos pares de íons na direção dos eletrodos coletores. Pode haver, ainda, uma aglomeração de cargas numa determinada região devido a um campo elétrico não homogêneo no volume sensível da câmara. Quando o tempo de movimento dos íons no interior da câmara se torna da ordem de 50 ms , a câmara perde eficiência, pois nesta escala os íons já passam a ter tempo suficiente para recombinação (13).

2.4 Simulação Monte Carlo

O nome Monte Carlo foi criado por cientistas que trabalharam no projeto de armamento bélico nuclear em Los Alamos para designar uma classe de métodos numéricos baseados no uso de números aleatórios. Atualmente, Monte Carlo é amplamente usado para resolver problemas físicos e matemáticos, particularmente os que envolvem variáveis múltiplas independentes, onde métodos numéricos convencionais necessitariam de enormes quantidades de memória e tempo para processamento (39).

Na simulação Monte Carlo do transporte de radiação, a trajetória das partículas é amostrada através de uma seqüência de números aleatórios que determinam um evento de interação. Neste caminho, as partículas têm suas trajetórias modificadas, perdem energia e, ocasionalmente, produzem partículas secundárias. Cada história depende de um modelo de interação. São as Seções de Choque Diferenciais (SCD) que determinam as Funções de Distribuição de Probabilidades

(FDP) e estas, por sua vez, determinam a amostragem de variáveis que determinam o caminho médio entre interações, o tipo de interação, a perda de energia e a deflexão angular de cada evento.

A característica essencial da simulação Monte Carlo está na natureza probabilística das variáveis (discretas ou contínuas) amostradas. A amostragem estatística se faz com base na geração de números aleatórios.

Nos problemas de transporte de partículas, a técnica consiste em seguir cada uma das partículas desde a sua origem (fonte) até a sua absorção ou fuga do sistema. As FDP são escolhidas aleatoriamente utilizando dados de transporte para determinar o resultado (interação) em cada etapa da sua trajetória.

Como uma forma de resolver numericamente uma integral, a simulação MC é, nada mais, que a avaliação de experimentos com números randômicos. Em geral avalia-se uma integral definida

$$\theta = \int_a^b f(x) dx, \quad (2.7)$$

definindo-se uma variável randômica Y que está no intervalo (a, b) , com uma probabilidade $p(y)$, e uma função g , cujo valor esperado é θ :

$$\begin{aligned} E(g(Y)) &= \int_a^b g(y)p(y)dy \\ &= \int_a^b f(y)dy \\ &= \theta. \end{aligned} \quad (2.8)$$

Geralmente Y é tomado como uma variável randômica com uma distribuição uniforme no intervalo $[a, b]$ e g é tomado como f , sendo então

$$\theta = (b - a)E(f(Y)). \quad (2.9)$$

O problema em avaliar uma integral está em determinar um certo valor médio. Um exemplo seria uma simulação de um feixe de elétrons de alta energia incidindo numa superfície de

objeto simulador de água semi-infinito. Cada elétron primário dá origem a um “chuveiro” de outros elétrons e fótons que são seguidos individualmente até a sua energia de absorção. Uma quantidade de interesse Q é avaliada como a média do acúmulo de um número grande N de histórias simuladas. Formalmente, Q pode ser escrito como:

$$Q = \int qp(q) dq, \quad (2.10)$$

onde a FDP, $p(q)$, é conhecida. Para cada história gerada obtém-se uma variável aleatória q_i distribuída de acordo com $p(q)$, descrevendo eventos de interação randômica em cascata, onde cada partícula secundária tem sua FDP. A estimativa do valor Q é

$$\bar{Q} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N q_i, \quad (2.11)$$

e a energia média depositada no objeto simulador é a soma das contribuições (e_i) de cada partícula gerada a partir de um elétron primário:

$$\bar{E}_{dep} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N e_i. \quad (2.12)$$

A incerteza estatística, ou desvio padrão da estimativa da grandeza é, então:

$$\sigma_Q = \sqrt{\frac{\text{var}(Q)}{N}} = \sqrt{\frac{1}{N} \left[\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N q_i^2 - \bar{Q}^2 \right]} \quad (2.13)$$

Um dos objetivos na amostragem, em simulação Monte Carlo, é reduzir a variância sem que outros parâmetros sofram modificação, como por exemplo o tempo da simulação. Uma redução de variância eficiente sempre vai provocar o aumento de incerteza noutras quantidades, de tal forma que não se deve aplicá-la quando se deseja analisar as grandezas de uma forma global. Existem algumas técnicas que podem ser úteis para a solução de alguns problemas, como a técnica da Interação Forçada, *Splitting* e Roleta Russa (ou regra de sobrevivência). A técnica de Interação Forçada consiste em aumentar, forçadamente, a probabilidade de amostragem de uma certa interação que, naturalmente, teria probabilidade muito baixa. As técnicas de *Splitting* e de regra de sobrevivência consistem em focalizar uma certa região do espaço, forçando a direção para uma certa região ou forçando a permanência na mesma.

Existem vários códigos que simulam o transporte da radiação ionizante na matéria. Dentre eles podem-se citar o EGS (40), o MCNP (41), o PENELOPE (42), e o GEANT (43). A diferença entre os códigos está na exatidão dos modelos implementados e nas bibliotecas de seções de choque usadas para o transporte de radiação.

2.4.1 Seção de choque

Cada mecanismo de interação é caracterizado por uma seção de choque diferencial (SCD), que é uma função das variáveis de estado da partícula, e que mudam durante a trajetória. A figura 2.3 mostra um experimento de medida da SCD para este caso. Um feixe monoenergético de partículas com energia E e direção de movimento $\hat{\mathbf{d}}$ incide em um átomo ou molécula T . Supondo-se um feixe homogêneo e caracterizado pela densidade de corrente incidente \mathbf{J}_{inc} , uma partícula interage perdendo uma energia W e é defletida. Um detector colocado a uma certa distância, na direção (θ, ϕ) , cobrindo um ângulo sólido $d\Omega$, detecta e conta todas as partículas que entram no seu volume sensível e que perdem energias entre W e $W + dW$. Se \dot{N} é a taxa de contagem então a SCD dupla é definida como

$$\frac{d^2\sigma}{d\Omega dW} \equiv \frac{\dot{N}_{\text{cont}}}{|\mathbf{J}_{\text{inc}} d\Omega dW|} . \quad (2.14)$$

A SCD para perda de energia é obtida integrando-se a equação 2.14 no seu ângulo sólido, e a SCD total é obtida integrando-se também em energia:

$$\sigma = \int_0^E \left(\int \frac{d^2\sigma}{d\Omega dW} d\Omega \right) dW . \quad (2.15)$$

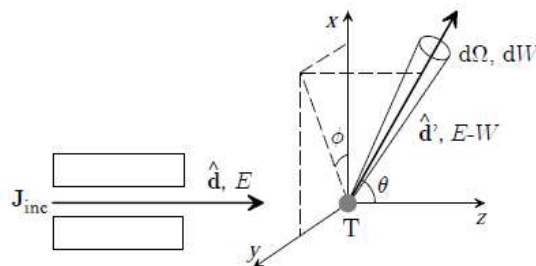


Figura 2.3 – Diagrama esquemático para a medida de SCD.

3 *Material e métodos*

As características de resposta de uma câmara de ionização tipo poço desenvolvida pelo Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares (IPEN) são estudadas através de simulação Monte Carlo, com o código PENELOPE 2006 e comparadas com medidas realizadas com fontes clínicas, junto ao setor de Medicina Nuclear do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (HC-FMRP), e de fontes-padrão, junto à MRA Indústria de Equipamentos Eletrônicos Ltda, Ribeirão Preto.

3.1 Câmaras de ionização

No desenvolvimento deste trabalho são utilizadas duas câmaras de ionização. Uma que é objeto de estudo (seção 3.1.1), cuja resposta é analisada e outra, componente do calibrador de atividade do setor de Medicina Nuclear do HC-FMRP (3.1.2), usada como referência.

3.1.1 Câmara poço IPEN/MRA

A câmara de ionização tipo poço, desenvolvida anteriormente no Centro de Tecnologia das Radiações do IPEN, figura 3.1a, foi construída pela MRA em aço inox, AISI-304, com parede interna de 0,5 mm de espessura e argônio ultra-puro para preenchimento da cavidade, a pressão de 3,0 kgf/cm². Para evitar impurezas no gás, o volume sensível, de 5.800 cm³, foi esvaziado e enchido quatro vezes. O diâmetro e a profundidade do poço são de 7,2 e 22,9 cm, respectivamente. O diâmetro e a altura da câmara são de 16,8 e 29,7 cm, respectivamente.

Os conectores elétricos e isoladores são compostos de alumina/kovar e teflon, respectivamente, para evitar fugas e descargas elétricas. Os eletrodos são compostos de latão, na forma de discos, com 1,0 mm de espessura, dispostos em forma de multi-camadas concêntricas ao longo

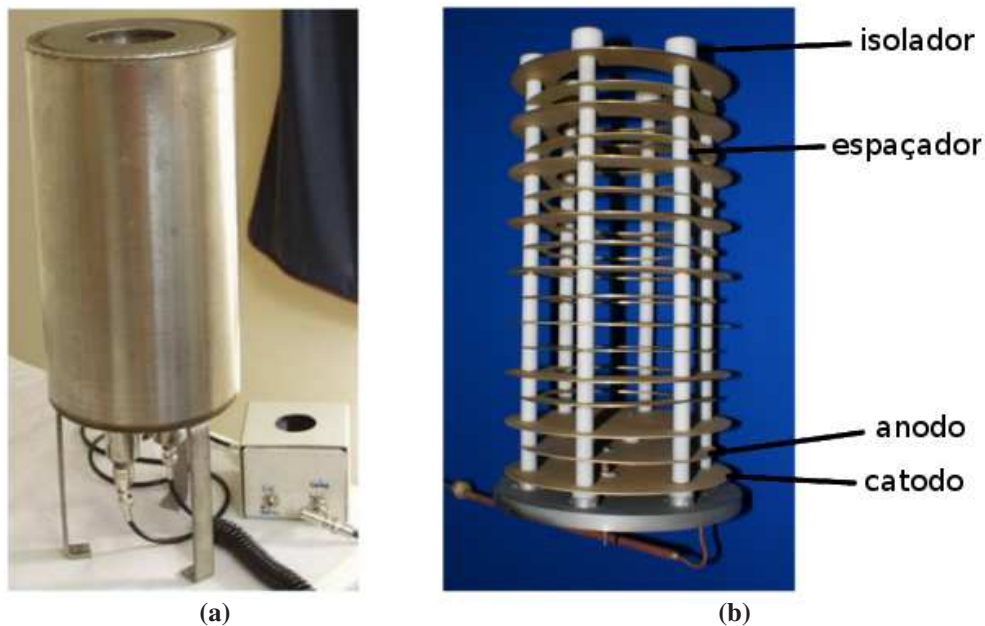


Figura 3.1 – Câmara de ionização tipo poço MRA/IPEN: a) visão externa e b) estrutura dos eletrodos.

do poço, permitindo a saturação da câmara a uma tensão relativamente baixa, de 300 V. Os eletrodos de coleção possuem raio interno e externo de 4,9 e 6,5 cm, respectivamente, enquanto que os eletrodos de polarização possuem 4,3 e 7,5 cm respectivamente. Todos distam 1,6 cm entre si, exceto o eletrodo mais alto, que dista 1,5 cm do que se encontra imediatamente abaixo. Abaixo do poço encontram-se três eletrodos, sendo dois de polarização e um de coleta. A figura 3.1b mostra a estrutura interna (sistema de coleta) da câmara com os eletrodos, as hastes de sustentação e os isoladores.

Foram utilizadas, também, duas estruturas de acrílico para as medidas com a câmara tipo poço. Uma é chamada de proteção fixa, que reveste a parede do poço para protegê-la de contaminação, e a outra é uma estrutura móvel usada para posicionar ampolas e seringas no poço. As figuras 3.2a e 3.2b mostram, respectivamente, a geometria da proteção e do insersor.

O desempenho da câmara foi testado com um eletrômetro analógico da marca Keithley, modelo 610C, e a alimentação foi realizada por uma bateria de 300 V. A figura 3.3 mostra o conjunto que formou o calibrador de dose usado para os testes.

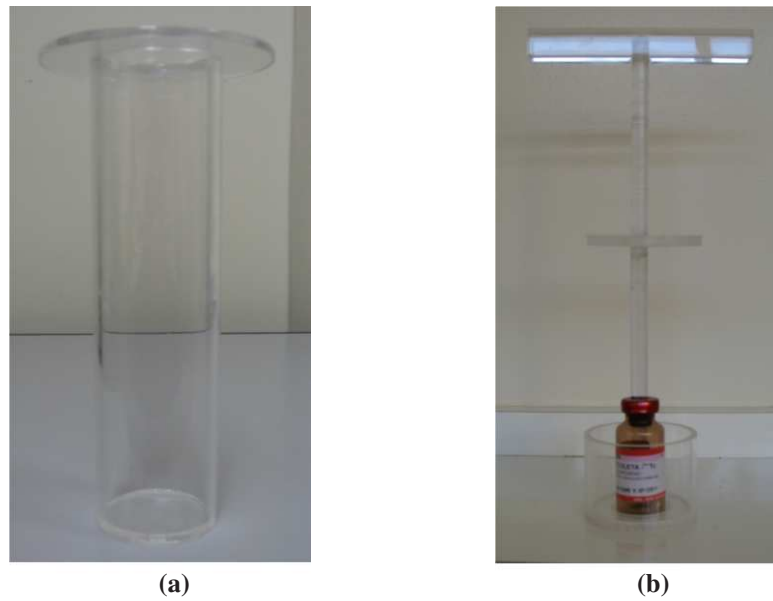


Figura 3.2 – Modelos da capa de proteção (a) e do insersor (b) para a simulação.

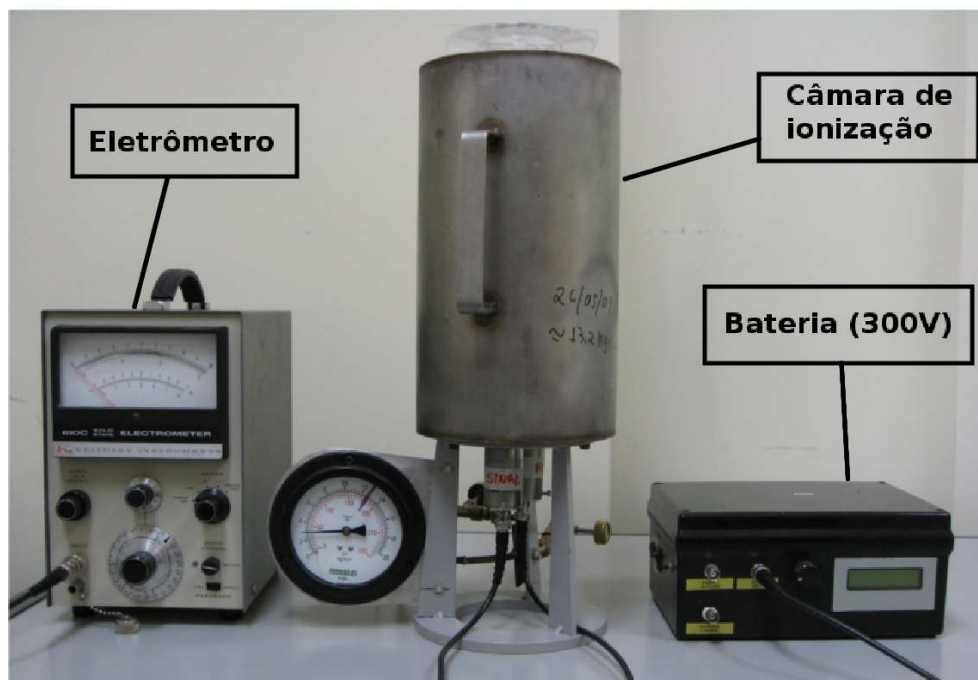


Figura 3.3 – Componentes do sistema de calibração.

3.1.2 Câmara poço LND

O calibrador de atividade, marca Capintec, utilizado como referência para as leituras de atividade, é composto com uma câmara da marca LND, modelo CRC-30BC, do setor de Medicina Nuclear do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (HC-FMRP). A figura 3.4 mostra o calibrador utilizado como referência.

Diferentemente daquela desenvolvida no IPEN e reconstruída na MRA, esta câmara de ionização possui um coletor distribuído em simetria cilíndrica. O material que a compõe é alumínio, sendo o argônio o gás que preenche o seu volume sensível. A parede externa deste dispositivo é revestida com chumbo, de forma a proteger o volume sensível da radiação de fundo. As leituras de atividade foram feitas primeiramente nesta câmara e os valores correspondentes de atividade foram associados a leituras, em ampères, realizadas com a câmara descrita na seção 3.1.1.



Figura 3.4 – Calibrador de dose Capintec CRC-30BC.

3.2 Radioisótopos utilizados

As fontes radioativas utilizadas na maior parte das medidas, ^{67}Ga , ^{131}I , ^{201}Tl e $^{99\text{m}}\text{Tc}$, são fontes de uso freqüente no setor de Medicina Nuclear do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. Com estas fontes foram realizadas medidas de linearidade,

sensibilidade e parte da dependência energética da câmara, além das medidas que avaliaram a resposta para diferentes posições da fonte ao longo do poço bem como diferentes volumes de radiofármaco. As outras medidas para dependência energética e para a resposta com a pressão do gás foram realizadas com fontes-padrão de ^{57}Co , ^{131}Ba e ^{137}Cs . A tabela 3.1 descreve os radionuclídeos utilizados.

Tabela 3.1 – Características dos radionuclídeos utilizados.

Nuclídeo	Modo de decaimento	Energia média γ (keV)	Meia-vida
^{99m}Tc	transição interna	141,51	6,02 h
^{201}Tl	captura eletrônica	155,55	3,044 d
^{67}Ga	captura eletrônica	176,19	78,26 h
^{131}I	beta	378,28	8,04 d
^{57}Co	captura eletrônica	115,1	270,9 d
^{133}Ba	captura eletrônica	232,23	10,5 a
^{137}Cs	beta	661,65	30 a

Apesar de os nuclídeos ^{131}I e ^{137}Cs decaírem por radiação beta, a contribuição destas partículas para a resposta dos calibradores de dose é pequena, uma vez que a energia dos elétrons é baixa (191,5 e 173,4 keV, respectivamente) e dificilmente alcançam o volume sensível. A contribuição destes para a dose se dá por fótons de bremsstrahlung produzidos, em grande parte, na próprio volume que contém a fonte.

Para as medidas feitas com os radiofármacos, do setor de MN, o volume da solução foi mantido constante, ocupando 50% do volume da ampola. Isto permitiu reprodutibilidade e uniformidade nas medidas. A ampola é constituída de vidro e possui capacidade para 20 ml de solução. A figura 3.5a mostra o modelo de ampola utilizado. Já para as fontes-padrão, a geometria e o material são ligeiramente diferentes. O material radioativo está contido num frasco de polietileno e está distribuído uniformemente numa resina *epoxi*. A figura 3.5b mostra a geometria dos frascos das fontes-padrão.

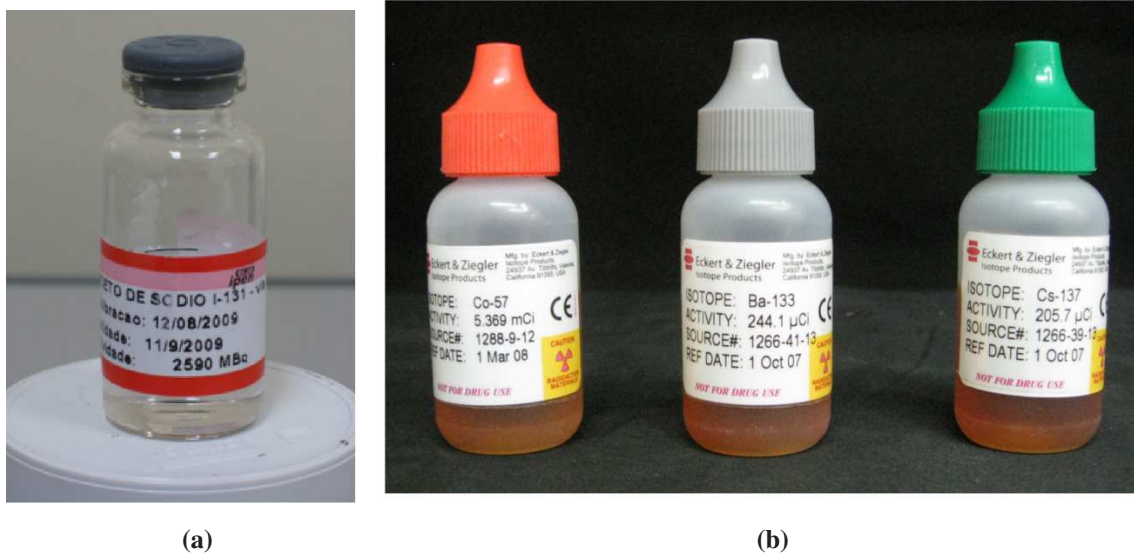


Figura 3.5 – Fontes radioativas utilizadas nas medidas: **(a)** ampola de radiofármaco utilizada no serviço de Medicina Nuclear e **(b)** frascos das fontes-padrão.

3.3 Código PENELOPE 2006

O código de simulação Monte Carlo PENELOPE (*PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons*), versão 2006 (42), foi utilizado para a execução deste trabalho. Este apresenta uma base de dados com as características de materiais de interesse em física radiológica (44), além de utilizar das recentes bibliotecas de seção de choque EPDL97 (45). O código simula o transporte de fótons, prótons e elétrons em materiais arbitrários e de geometrias com diferentes graus de complexidade. A faixa de energia em que o código opera é de, aproximadamente, 50 eV a 1 GeV.

Uma vantagem do código PENELOPE em relação aos demais é a utilização de um algoritmo misto de simulação para transporte de elétrons e pósitrons. Este algoritmo implementa dois modelos de simulação: a detalhada, para eventos fortes, definidos a partir da deflexão angular (ângulo de espalhamento) ou perda de energia acima de certo valor pré-definido, e condensada, para interações fracas, com deflexão angular (ângulo de espalhamento) ou perda de energia menores que os valores pré-estabelecidos. As interações condensadas são descritas por uma aproximação dos múltiplos espalhamentos, transformando um grande número de interações fracas em um único evento artificial (46).

3.3.1 Estrutura e operação do código

Com várias subrotinas escritas em linguagem FORTRAN 77, o código PENELOPE (2006) permite que o usuário utilize vários programas que estão conectados entre si através de um arquivo principal. A estrutura do código de simulação é composta por cinco arquivos mais um arquivo principal, que conecta todos os outros e controla a simulação.

O arquivo MATERIAL.F extrai dados de interação nuclear a partir de uma base de dados, criando um executável para a geração de tabelas de seção de choque com informações básicas como composição química, densidade de massa e excitação média, informadas pelo usuário. O programa já possui dados estabelecidos para 280 materiais, sendo 99 elementos e 181 compostos e misturas. No arquivo PENELOPE.F encontram-se as subrotinas responsáveis pelo transporte das partículas nos materiais, sorteando interações, transferências de energia, deflexões angulares dentro das suas respectivas probabilidades. O arquivo PENGEOM.F controla a geometria da simulação, realizando os deslocamentos das partículas dentro dos materiais e de suas interfaces. O arquivo PENVARED.F contém subrotinas de redução de variância. As rotinas do TIMER.F controlam as características temporais da simulação que pode ser finalizada por número de partículas, por tempo ou quando uma certa grandeza contém um máximo desejado.

A estrutura de utilização do código é mostrada na figura 3.6. A partir de um arquivo principal, **usuario.F**, que conecta os demais e contém as informações de interesse a serem gerenciadas na simulação, o usuário cria um executável, **usuario.exe**. Este, então, será executado recebendo como entrada um arquivo que contém os parâmetros que controlam a simulação, **entrada.in**. Um arquivo que descreve a geometria, **geometria.geo** e um arquivo com os dados dos materiais envolvidos, **material.mat** são chamados a partir do arquivo de entrada.

3.3.2 Descrição da geometria

As simulações do transporte de radiação na matéria envolvem dois tipos de operações: as chamadas físicas, que lidam com caminho entre interações, amostragem angular, de perda de

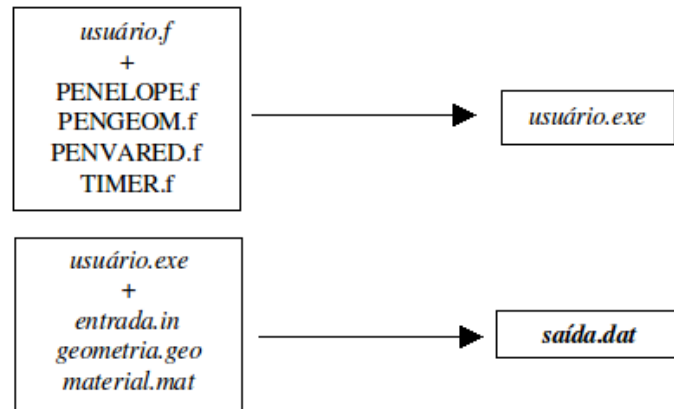


Figura 3.6 – Estrutura de operação do código PENELOPE.

energia, de evento para cada interação; e as chamadas geométricas, que controlam os deslocamentos no meio e cruzamento de interfaces. Em se tratando de materiais com geometrias complexas, as operações geométricas consomem uma grande parte do tempo de simulação.

A descrição dos volumes da simulação consiste em um número de corpos homogêneos, definidos pela sua composição e pelas superfícies que os limitam. Todas as superfícies são descritas pela função quadrática dada por:

$$\begin{aligned}
 F(x, y, z) = & A_{xx}x^2 + A_{xy}xy + A_{xz}xz + A_{yy}y^2 + A_{yz}yz + A_{zz}z^2 \\
 & + A_x x + A_y y + A_z z + A_0 = 0,
 \end{aligned}
 \tag{3.1}$$

que inclui planos, pares de planos, esferas, cilindros, cones, elipsóides, parabolóides, hiperbolóides, dentre outros. Uma forma alternativa é utilizar uma equação reduzida que descreve uma superfície, e depois fornecer parâmetros que a redimensionam e a deslocam. A equação 3.2, na forma reduzida é descrita como:

$$F(x, y, z) = A_{xx}x^2 + A_{yy}y^2 + A_{zz}z^2 + A_z z + A_0 = 0.
 \tag{3.2}$$

A figura 3.7 mostra algumas superfícies quadráticas e seus índices na forma reduzida (42).

Cada corpo descrito no arquivo de geometria deve possuir um índice de um material que preenche o volume dado pela(s) superfície(s) que o delimita(m). Este índice conectará a geo-

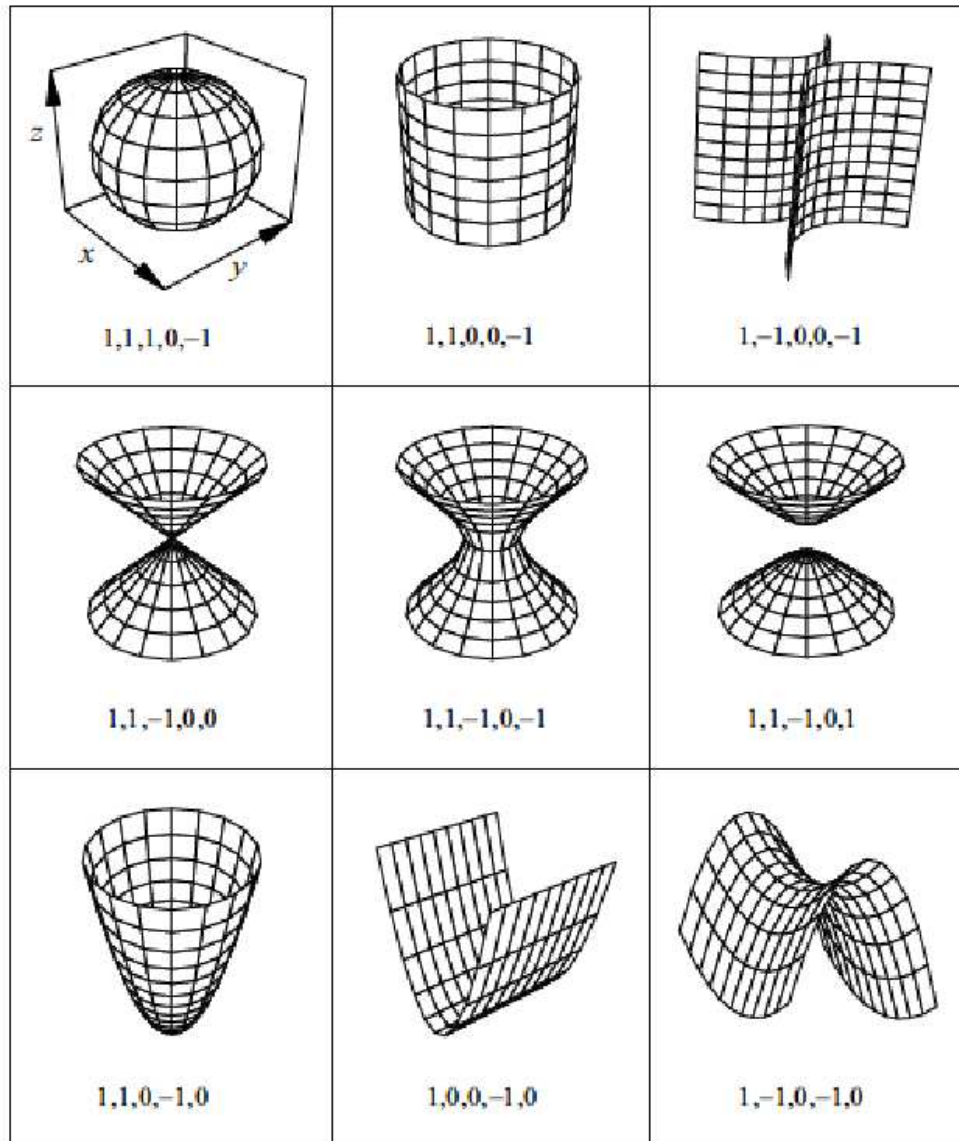


Figura 3.7 – Superfícies quadráticas e índices da equação reduzida.

metria com o arquivo de materiais, onde são encontrados dados do material e tabelas com parâmetros de transporte e atenuação de elétrons, fótons e pósitrons em função da energia.

No PENGEON.F, um módulo consiste em um volume, também limitado por superfícies, que contém um ou vários corpos ou outros módulos inseridos. O material que o compõe preenche todas as cavidades formadas pelos corpos e outros módulos. Desta forma, forma-se uma hierarquia de estruturas que otimizam a simulação e esta é uma das grandes vantagens do código.

Para a geometria da CI, foram necessárias 177 superfícies quadráticas que descreveram 75 corpos e 4 módulos. As estruturas externa e interna da geometria simulada para a câmara são mostradas nas figuras 3.8a e 3.8b, respectivamente.

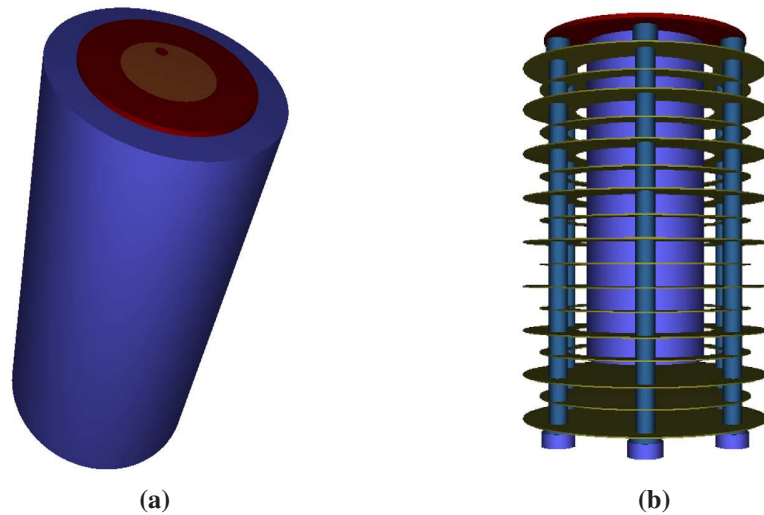


Figura 3.8 – Modelo da CI para simulação: (a) vista externa e (b) vista interna.

Para que a representação computacional se tornasse o mais próxima possível da realidade as estruturas da proteção fixa, do insersor de material radioativo e da ampola também foram representados computacionalmente. As figuras 3.9a e 3.9b e 3.10 mostram as estruturas da proteção fixa, do insersor de material e da ampola, respectivamente.

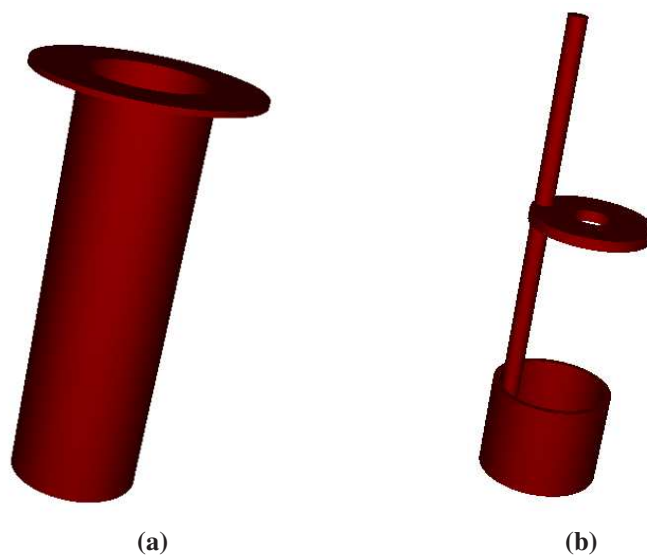


Figura 3.9 – Conjunto: proteção fixa (a) e insersor para a CI (b).

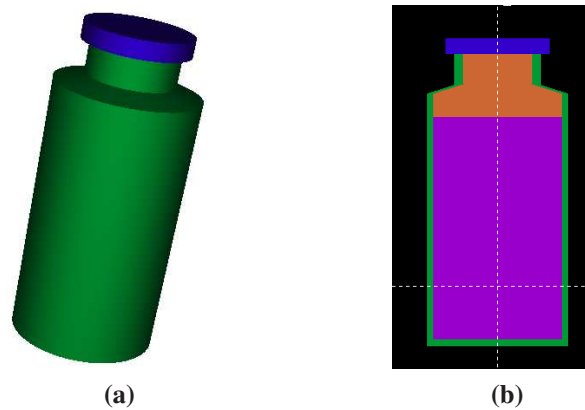


Figura 3.10 – Representação computacional da ampola utilizada: (a) 3D e (b) 2D.

3.3.3 Espectros utilizados na simulação

O espectro de emissão dos núclídeos usados nas simulações são os disponibilizados pela NNDC (*Nacional Nuclear Data Center*), EUA, e são descritos nas tabelas de A.1 a A.7, no apêndice A.

3.3.4 Parâmetros da simulação

Para a simulação da câmara de ionização desenvolvida pelo IPEN, o número de histórias primárias (partículas primárias) simuladas variou conforme o teste realizado. Porém, para todas as simulações foram mantidas as energias de absorção para fótons, $EABS(f) = 1,0 \text{ keV}$, para elétrons, $EABS(e^-) = 30 \text{ keV}$ e para pósitrons, $EABS(e^+) = 1,0 \text{ keV}$, e o tamanho máximo de passo das partículas. A deflexão angular média devido a espalhamentos elásticos múltiplos, C_1 , foi mantida em 0,1, e a maior perda fracional de energia para eventos elásticos fortes consecutivos, C_2 , foi igual a 0,1.

3.4 Teste de eficiência

A eficiência da CI foi determinada na simulação através da contagens de partículas emitidas pela fonte e que chegaram e interagiram no volume sensível. Para a eficiência absoluta, foi feita a contagem do número de partículas primárias que chegaram no volume sensível, conforme

mostra o algoritmo na figura 3.11a. A direção e a energia das partículas foram armazenadas em um vetor logo após a sua criação. Cada vez que uma partícula interagisse no volume sensível (gás) fazia-se a leitura dos ângulos da direção e energia e comparava-as com o vetor da partícula inicial. Caso fossem idênticos (significando que a partícula ainda era primária), uma unidade era adicionada ao contador e então a partícula era aniquilada, dando início a uma nova partícula. Caso a energias ou algum dos ângulos fossem diferentes, a partícula era apenas aniquilada e iniciava-se uma nova partícula.

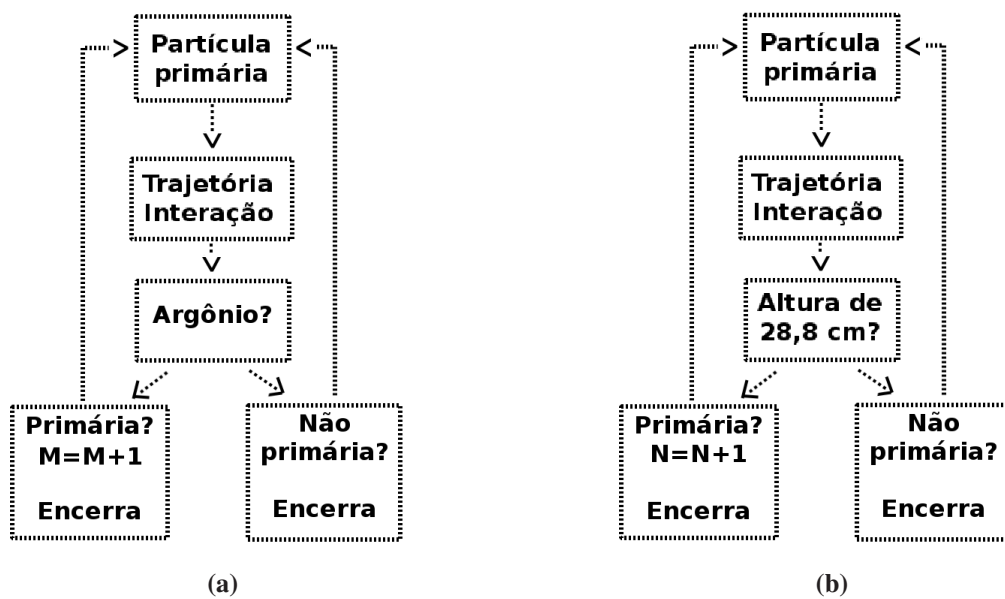


Figura 3.11 – Algoritmos para a contagem de partículas: (a) $\epsilon_{abs.}$ e (b) $\epsilon_{int.}$.

O número de partículas supostamente detectados corresponde ao número de partículas primárias que interagem no detector e o número de partículas emitidas é o número de partículas simuladas. A equação 2.1, então, é descrita da forma:

$$\begin{aligned} \epsilon_{abs.} &= \frac{\text{número de pulsos detectados}}{\text{número de partículas emitidas pela fonte}} \\ &\equiv \frac{\text{número de partículas que interagem no detector}}{\text{número de partículas simuladas}} \end{aligned} \quad (3.3)$$

Para a eficiência intrínseca, a contagem foi feita da mesma forma, marcando-se a direção e a energia da partícula inicial e comparando-os com as das partículas que atingissem uma altura $h = 28,8 \text{ cm}$, que é a altura do poço, a partir da base da câmara. O diagrama da figura 3.11b mostra o algoritmo para a contagem. Na eficiência descrita pela equação 2.2, o número de

pulsos detectados corresponde ao número de primárias que interagem com o volume sensível e o número de partículas que atingem o detector corresponde ao número de partículas geradas menos o número de partículas perdidas, que atingiram a altura da entrada do poço.

Para a eficiência intrínseca, tem-se:

$$\begin{aligned} \varepsilon_{int.} &= \frac{\text{número de pulsos detectados}}{\text{número de partículas incidentes no detector}} \\ &\equiv \frac{\text{número de partículas que interagem no detector}}{\text{número de partículas geradas menos as perdidas}} \end{aligned} \quad (3.4)$$

3.5 Sensibilidade e linearidade

A tabela 3.2 apresenta a faixa de atividades, desde a mínima até a máxima para cada radionuclídeo.

Tabela 3.2 – Faixa de atividades medidas junto ao HC-FMRP.

Radionuclídeo	Atividade mínima (mCi)	Atividade máxima (mCi)
^{99m}Tc	1,00	88,40
^{201}Tl	1,35	37,00
^{67}Ga	1,14	25,20
^{131}I	0,13	28,30

Todas as medidas foram feitas com a ampola de 20 ml descrita na figura 3.5a, a 50% do seu volume.

Para a simulação, foram feitos testes de sensibilidade para atividades que variaram de 0,1 a 100 mCi. Todos resultados foram plotados com suas respectivas instimativas de incerteza. O parâmetro de saída das simulações é a energia depositada no volume sensível. Esta energia foi convertida em corrente, conforme:

$$I = \frac{E_d \times A \times e}{w}, \quad (3.5)$$

onde I é a corrente (em pA), E_d é a energia depositada (em eV), A é a atividade (em Bq), e é a carga do elétron e w é a energia de ionização do argônio (26,4 eV) (47).

O comportamento da resposta da CI com diferentes atividades foi também analisado. Os

radiofármacos utilizados estão descritos na tabela 3.2. Todas as atividades foram diluídas em 10 ml de solução fisiológica a 0,98%.

3.6 Resposta com a pressão

A resposta da câmara MRA foi estudada para diferentes valores de pressão do gás no volume sensível). A faixa de pressão medida variou de 1 até 12 kgf/cm^2 .

Para as simulações, a pressão também variou de 1 até 19,4 kgf/cm^2 . Para se variar a pressão na simulação, a densidade do material foi modificada para o valor correspondente de pressão. A temperatura durante as medições se manteve constante, em torno de 25°C. Para esta faixa de pressão, a densidade do argônio tem um comportamento praticamente linear com a pressão (48), sendo descrito pela equação

$$\rho_{arg} = \frac{p \times M}{R \times T}, \quad (3.6)$$

onde ρ_{arg} é a densidade do argônio, p a pressão, M é a massa molar (39,948 g/mol), R é a constante dos gases (8,3145 J/K* mol) e T a temperatura. A tabela 3.3 apresenta os valores de densidade para as respectivas pressões.

3.7 Variação do volume de radiofármaco

A resposta da CI foi estudada, por simulação, para diferentes volumes de radiofármaco na ampola. Como a capacidade um pouco maior que 20 ml, foi simulado gradiente de 11 volumes, variando de quantidades iguais de 0,460 ml, de 0,460 a 19,084 ml. As simulações foram feitas para os radiofármacos que continham ^{67}Ga , ^{131}I , ^{201}Tl e ^{99m}Tc . Os resultados da simulação, em energia depositada por partícula primária, foram plotadas em função do volume de radiofármaco. Afim de se verificar o comportamento geométrico, estes resultados foram normalizados pela maior energia depositada e também plotados em relação ao volume.

Tabela 3.3 – Valores de densidade do argônio em função da pressão.

Pressão (kgf/cm ²)	Densidade (g/cm ³)
1,0	$1,640 \times 10^{-3}$
2,0	$3,280 \times 10^{-3}$
3,0	$4,920 \times 10^{-3}$
4,0	$6,560 \times 10^{-3}$
5,0	$8,200 \times 10^{-3}$
6,0	$9,839 \times 10^{-3}$
7,0	$1,148 \times 10^{-2}$
8,0	$1,312 \times 10^{-2}$
9,0	$1,476 \times 10^{-2}$
10,0	$1,640 \times 10^{-2}$
11,0	$1,804 \times 10^{-2}$
12,0	$1,968 \times 10^{-2}$
13,0	$2,132 \times 10^{-2}$
14,0	$2,296 \times 10^{-2}$
15,0	$2,460 \times 10^{-2}$
16,0	$2,624 \times 10^{-2}$
17,0	$2,788 \times 10^{-2}$
18,0	$2,952 \times 10^{-2}$
19,0	$3,116 \times 10^{-2}$
19,41	$3,119 \times 10^{-2}$

3.8 Variação da posição da fonte

Mantendo-se o volume constante e igual a 50% do volume da ampola, a resposta da câmara foi estudada para diferentes alturas das fontes sem a proteção fixa do poço. Na posição normal, a base do insensor fica na altura de 6,5 cm. A partir deste ponto, tomado como marco inicial, a altura foi acrescida até que a base do insensor alcançasse a entrada do poço, na altura de 23,1 cm. As figuras 3.12a e 3.12b mostram as geometrias simuladas (que representam as medidas) para as alturas mínima e máxima. O insensor foi desenhado inteiro na figura 3.12a. Na figura 3.12b ele foi removido para melhor visualização.

3.9 Dependência energética

Para a resposta da câmara em função da energia, foram simulados feixes monoenergéticos que variaram de 5 a 1600 keV, sendo que, para os radionuclídeos ^{99m}Tc, ²⁰¹Tl, ⁶⁷Ga, ¹³¹I,

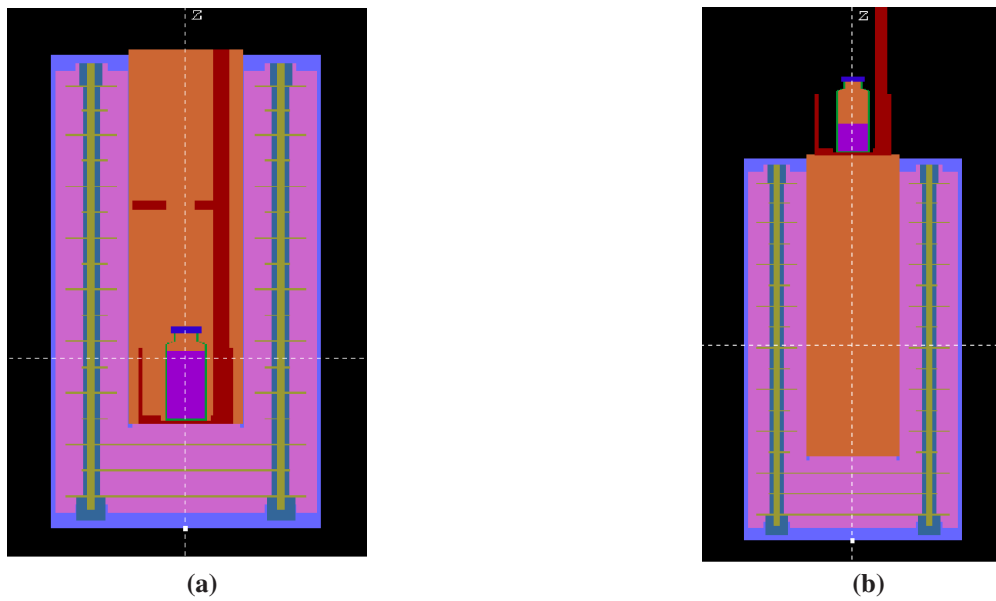


Figura 3.12 – Alturas do insersor de material: **(a)** mínima e **(b)** máxima.

^{57}Co , ^{133}Ba e ^{137}Cs foram simulados os espectros mostrados no Apêndice A. Os resultados experimentais e de simulação foram todos normalizados para pA/mBq , onde os valores de energia depositada, dados pelas simulações, foram convertidos em corrente, conforme a equação 3.5.

4 Resultados e discussões

4.1 Simulação da eficiência

4.1.1 Eficiência absoluta

Para a eficiência absoluta, descrita pela equação 3.3, foi necessário contar o número de partículas que alcançam o detector e contribuem para a resposta, através de interações no volume sensível. A tabela 4.1 apresenta a energia média de emissão de fótons ($E_{\text{média}}$) da simulação e a eficiência absoluta ($\epsilon_{\text{abs.}}$) para 10^8 partículas primárias. Para uma dada simulação, o número de partículas que interage no volume sensível é obtido multiplicando-se a eficiência ($\epsilon_{\text{abs.}}$) pelo número de partículas simuladas. As energias de 200, 275, 310 e 525 keV foram utilizados como valores intermediários para uma melhor avaliação do comportamento da eficiência.

Tabela 4.1 – Energia média e eficiência absoluta em função da energia.

Nuclídeo	$E - \text{média (keV)}$	$\epsilon - \text{abs. \%}$
^{57}Co	115,1	79,851
^{99m}Tc	140,51	76,533
^{201}Tl	155,55	73,876
^{67}Ga	176,19	70,157
-	200,0	67,443
^{133}Ba	232,23	63,465
-	275,0	60,942
-	310,0	58,823
^{131}I	378,28	55,510
-	525,0	50,465
^{137}Cs	661,65	46,997

Os valores da eficiência descritos na tabela 4.1 estão representados no gráfico da figura 4.1. Observa-se que o número de partículas primárias que alcança o volume sensível e interage di-

minui a medida que a energia média aumenta, ou seja, a eficiência absoluta, no que diz respeito à contagem de partículas primárias diminui. Isto significa que, à medida que a energia aumenta, cresce a probabilidade de a mesma passar pelo volume sensível sem interagir, já que o coeficiente de interação diminui. A baixa eficiência para altas energias é um problema comum em detectores a gás.

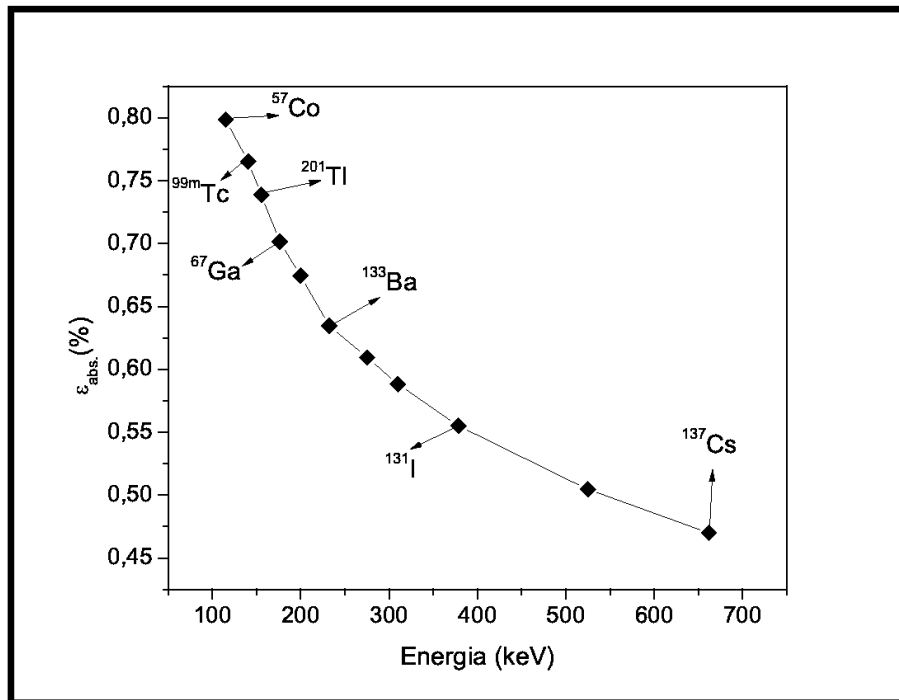


Figura 4.1 – Eficiência absoluta simulada para a câmara poço IPEN.

4.1.2 Eficiência intrínseca

A tabela 4.2 apresenta o número de partículas simuladas que chega ao detector (N_{chega}) e a eficiência intrínseca ($\epsilon_{\text{int.}}$) em função da energia média das fontes utilizadas. O número de partículas que chegam ao detector foi contabilizado através do número de partículas que deixam o detector ao longo do poço subtraído do número total de partículas simuladas de 10^8 .

O gráfico da figura 4.2 representa o comportamento da eficiência intrínseca em relação à energia média das fontes simuladas. A diferença entre as duas eficiências, como se pode observar, é bastante pequena. A perda de contagem devido às partículas que deixam a câmara ao longo do poço é muito baixa. Isto é condizente com a estrutura da câmara, que é um detector

Tabela 4.2 – Número de partículas que deixam a câmara e eficiência intrínseca.

Nuclídeo	$E_{\text{média}}$ (keV)	N_{chega}	$\epsilon_{\text{int.}}$
^{57}Co	115,1	99995473	79,855
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	140,51	99997956	76,535
^{201}Tl	155,55	99996452	73,879
^{67}Ga	176,19	99996984	70,159
-	200,0	99997192	67,445
^{133}Ba	232,23	99998857	63,466
-	275,0	99998506	60,943
-	310,0	99998863	58,824
^{131}I	378,28	99999234	55,510
-	525,0	99999628	50,465
^{137}Cs	661,65	99999768	46,997

com ângulo sólido de quase 4π .

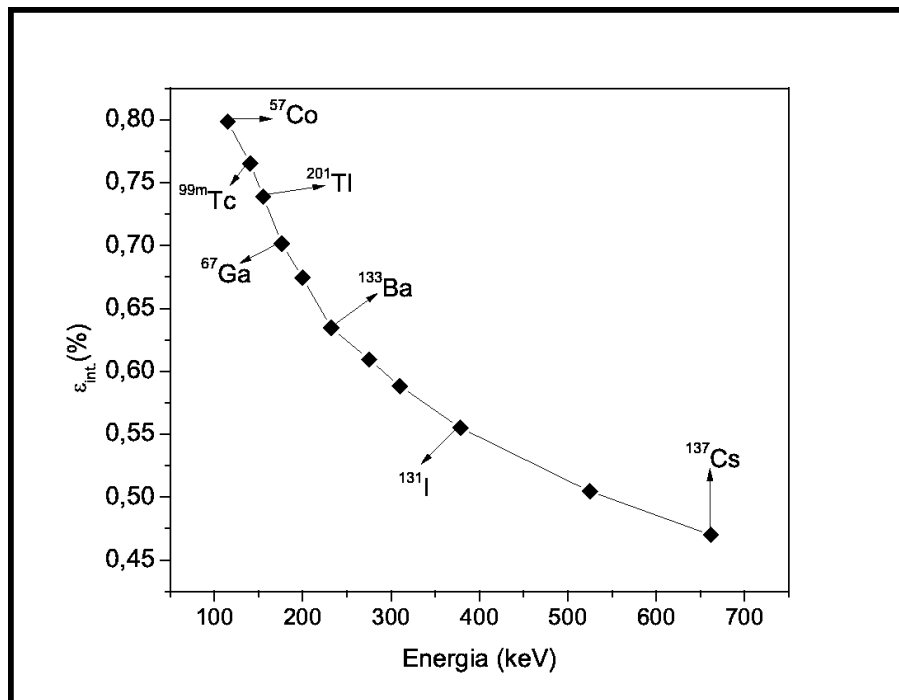


Figura 4.2 – Eficiência intrínseca simulada.

Supondo-se que a fonte emissora de fótons seja pontual e isotrópica e se encontra exatamente no centro da ampola e sabendo que o raio do poço da câmara é de $a = 3,6 \text{ cm}$, e a distância da fonte pontual até a entrada do poço é de $d = 20,46 \text{ cm}$, uma aproximação do ângulo sólido

de escape subentendido pela fonte pode ser escrito como (7):

$$\Omega_{esc.} = 2\pi \times \left(1 - \frac{d}{\sqrt{d^2 + a^2}} \right), \quad (4.1)$$

resultando em $\Omega_d \simeq 0,095$ para a câmara poço estudada. Então o ângulo sólido subentendido para o detector é $\Omega_d \simeq 4\pi - 0,095 \simeq 12,47$.

Por outro lado, as eficiências absoluta e intrínseca se relacionam conforme a equação 2.3, onde o ângulo sólido simulado pode ser encontrado da forma

$$\Omega_{ds} = \frac{\varepsilon_{abs.} \times 4\pi}{\varepsilon_{int}}. \quad (4.2)$$

Resolvendo-se esta equação para todos os valores de eficiência descritos nas tabelas 4.1 e 4.2, obtêm-se o valor médio do ângulo sólido como $\Omega_{ds} = 12,57$, que é ligeiramente maior que o valor calculado. Esta discrepância é esperada, uma vez que a fonte, na simulação, não é pontual e os valores de eficiência carregam um desvio dado pela simulação.

4.2 Sensibilidade e linearidade

A faixa de atividades medidas junto ao HC-FMRP cobre grande parte dos valores utilizados na rotina do serviço de medicina nuclear. As tabelas 4.3 e 4.4 apresentam os valores de leitura experimentais, em ampères, para as atividades mínimas e máximas medidas, para cada respectivo nuclídeo.

Tabela 4.3 – Atividades mínimas medidas e respectivas leituras.

Radionuclídeo	Atividade mínima (mCi)	Leitura (A)
^{99m}Tc	1,00	$2,95 \times 10^{-10}$
^{201}Tl	1,35	$2,96 \times 10^{-10}$
^{67}Ga	1,14	$3,40 \times 10^{-10}$
^{131}I	0,13	$1,60 \times 10^{-10}$

O gráfico da figura 4.3 apresenta os resultados obtidos, para o ^{99m}Tc , tanto para medidas experimentais quanto para simulação. Na faixa de atividade estudada, observou-se que a simulação apresentou uma resposta que correspondeu a 35,4%, em média, da resposta real da

Tabela 4.4 – Atividades máximas medidas e respectivas leituras.

Radionuclídeo	Atividade máxima (mCi)	Leitura (A)
^{99m}Tc	88,40	$2,80 \times 10^{-8}$
^{201}Tl	37,00	$7,63 \times 10^{-9}$
^{67}Ga	25,20	$7,22 \times 10^{-9}$
^{131}I	28,30	$1,35 \times 10^{-8}$

câmara. Isto implicou num fator de calibração de 2,8 para as simulações. A sensibilidade da câmara com a atividade, representada pelo coeficiente angular da reta que ajusta os pontos, foi de $(2,92 \pm 0,02) \times 10^{-1} \text{ nA/mCi}$ para os valores medidos e de $(0,2955 \pm 0,0003) \text{ nA/mCi}$ para os valores simulados, representando um desvio de 1,2%. O maior desvio do valor simulado em relação ao experimental foi de 3%, para a atividade de 15,92 mCi.

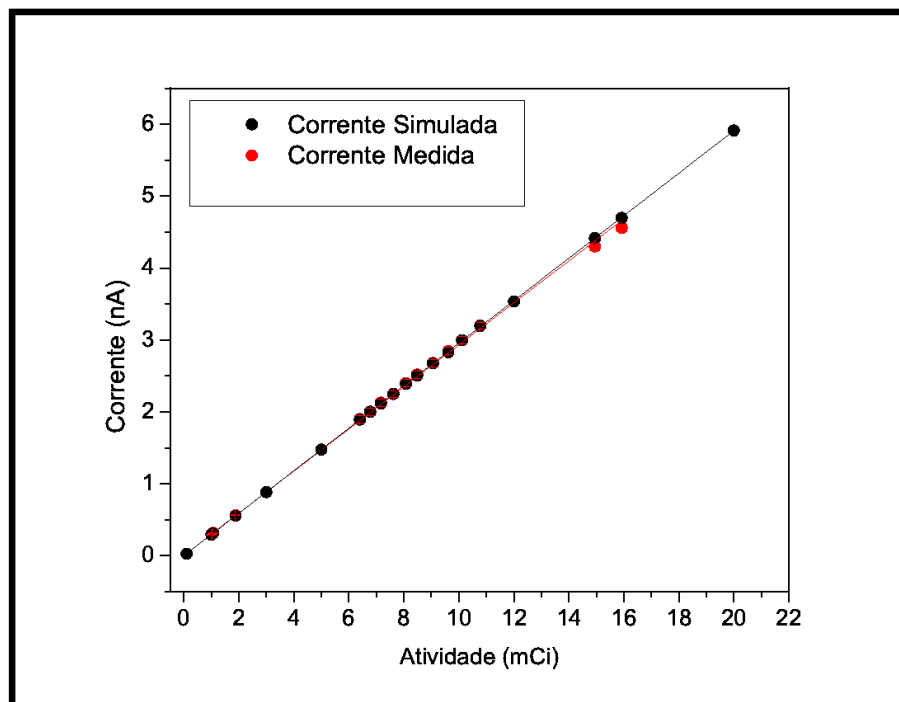


Figura 4.3 – Resposta da câmara com a atividade para o ^{99m}Tc .

Para o nuclídeo ^{201}Tl , a resposta simulada representou em média 42,2% da resposta real, ou seja, o fator de calibração para a simulação foi de, aproximadamente, 2,0. A figura 4.4 apresenta as respostas experimental e das simulações, já corrigidas. A sensibilidade da câmara com a atividade, para este nuclídeo, foi de $(2,058 \pm 0,008) \times 10^{-1} \text{ nA/mCi}$ para os valores medidos e de $(2,0778 \pm 0,0009) \text{ nA/mCi}$ para os valores simulados, ou seja, um desvio menor

que 1%. O maior desvio em relação aos valores medidos foi de 5,3% para a atividade de 1,72 mCi .

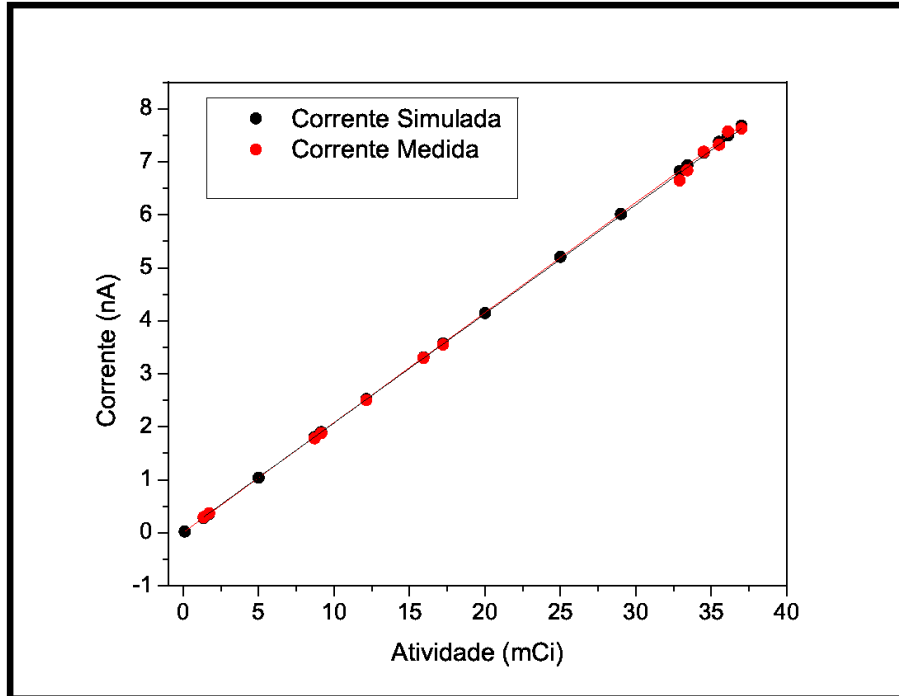


Figura 4.4 – Resposta da câmara com a atividade para o ^{201}Tl .

O gráfico da figura 4.5 representa a resposta da câmara para o nuclídeo ^{67}Ga , cujos valores simulados já foram corrigidos com o fator de calibração. A resposta simulada representou em média 33,73% da resposta real, o que implicou num fator de calibração de aproximadamente 2,9. A sensibilidade da câmara para este nuclídeo foi de $(306 \pm 6) nA/Ci$ para os valores medidos e de $(316,0 \pm 0,9) nA/Ci$ para os valores simulados. Isto significa um desvio de 3,2% para a atividade. O maior desvio em relação aos valores experimentais foi de 10,2% para a atividade mais alta, de 25,2 mCi .

A resposta da câmara com a atividade ^{131}I foi o que apresentou uma maior discrepância entre os valores simulados e os experimentais, conforme apresenta a figura 4.6. Para este nuclídeo, o fator de calibração para as simulações foi de 4,1, o maior entre os nuclídeos estudados. A sensibilidade experimental, de $(479 \pm 4) nA/Ci$, e a simulada, de $(502,8 \pm 0,3) nA/Ci$, apresentaram uma discrepância de 5,2%. A maior desvio entre valores medidos e experimentais foi para a atividade de 11,81 mCi , representando 6,1%.

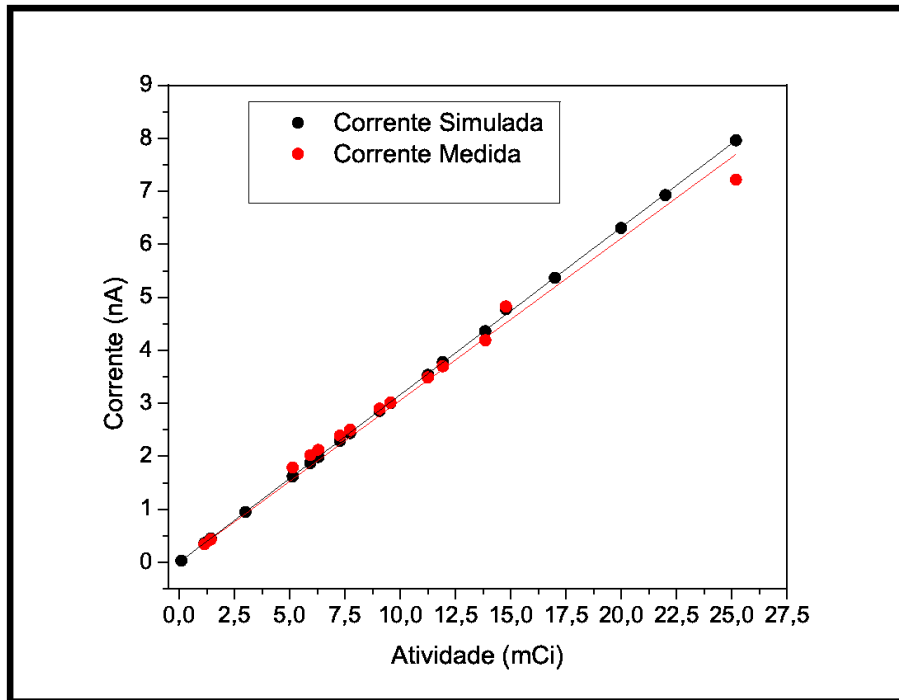


Figura 4.5 – Resposta da câmara com a atividade para o ^{67}Ga .

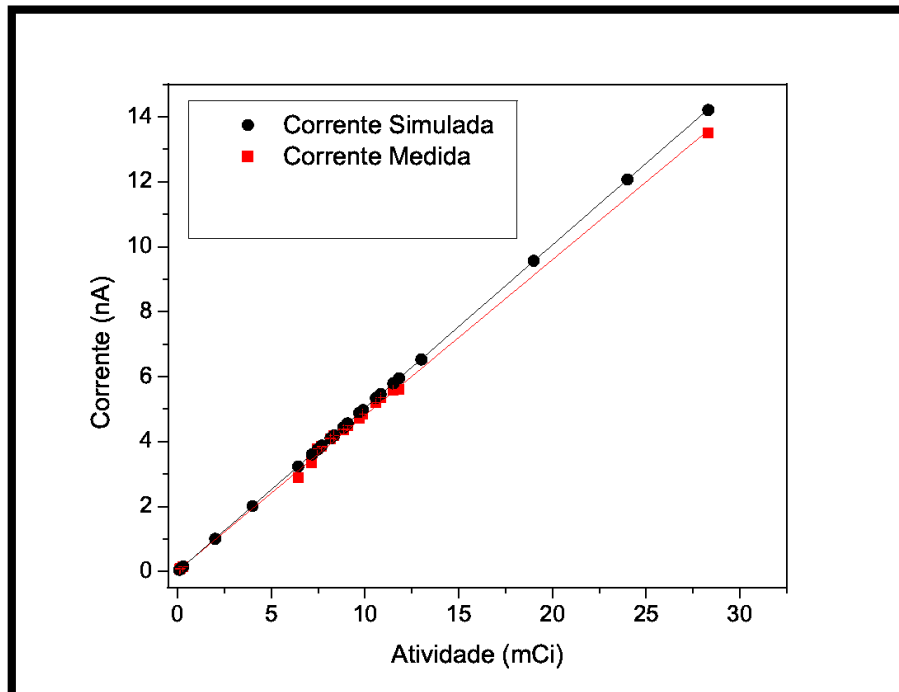


Figura 4.6 – Resposta da câmara com a atividade para o ^{131}I .

Em geral, as sensibilidades simuladas apresentam boa concordância com as medidas. Para os dados experimentais, o eletrômetro usado para medir a resposta da câmara era instável em escalas muito baixas de corrente (da ordem de $0,1\text{ nA}$), sendo perturbado por movimentos

próximos ou mesmo pequenos contatos.

4.3 Resposta com a pressão

Um outro estudo que diz respeito ao comportamento de câmaras de ionização tipo poço é a resposta com relação à pressão do gás no volume sensível. A medida que mais gás é inserido no detector, aumenta-se a quantidade de pares de íons formados devido à interação com a radiação, mas, por outro lado, os íons formados encontram mais dificuldade para se deslocarem até o eletrodo aumentando a chance de recombinação (7). Nestas condições deve haver uma pressão ideal, responsável pela resposta ótima experimentalmente.

A resposta da CI para diferentes pressões do gás foi estudada através de medidas experimentais e de simulação para os núclídeos ^{57}Co , ^{133}Ba e ^{137}Cs . A figura 4.7 representa o comportamento da câmara para o ^{57}Co . O coeficiente angular do ajuste linear, apresenta valores distintos para ambos os dados. Para as medidas experimentais foi de $(87 \pm 2) \text{ pA}/(\text{kgf}/\text{cm}^2)$, e para a simulação foi de $(44,4 \pm 0,5) \text{ pA}/(\text{kgf}/\text{cm}^2)$.

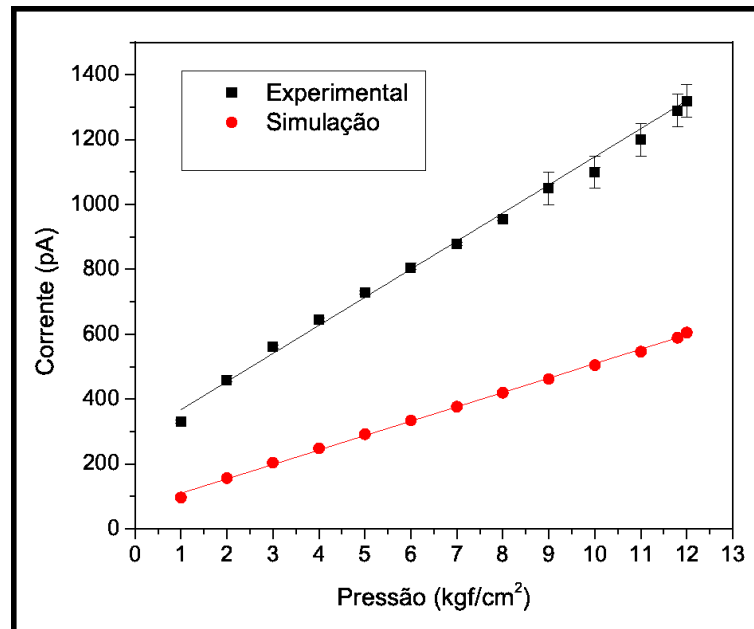


Figura 4.7 – Resposta da CI com a pressão para ^{57}Co .

Para o ^{133}Ba , a resposta em função da pressão as sensibilidades, como apresenta a figura 4.8, foi linear, com ajustes com coeficientes angulares de $(23,8 \pm 0,4)$ e $(7,69 \pm 0,06)$

$\text{pA}/(\text{kgf}/\text{cm}^2)$, para os dados experimentais e simulados, respectivamente.

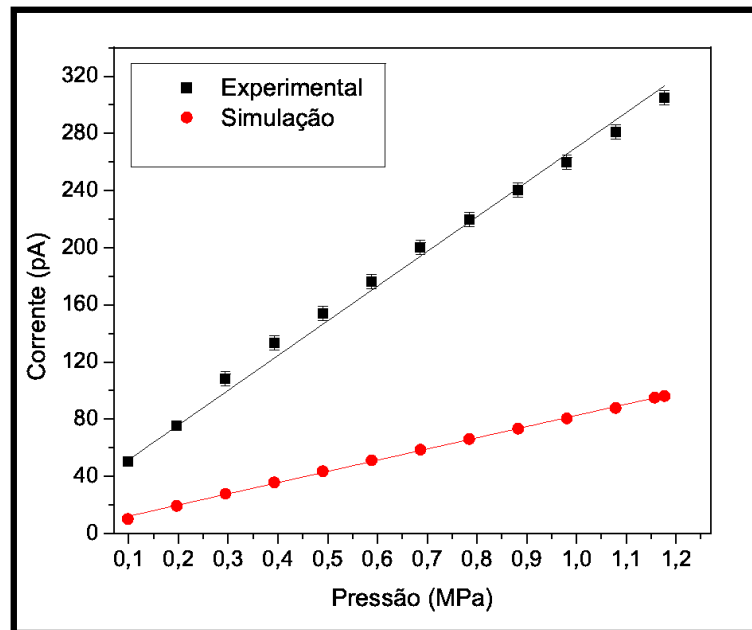


Figura 4.8 – Resposta da CI com a pressão para ^{133}Ba .

O gráfico da figura 4.9 apresenta o comportamento da resposta com a pressão para o ^{137}Cs . A variação da resposta com a pressão foi linear, com coeficiente linear para os dados experimentais e de simulação de $(29,6 \pm 0,2)$ e $(13,29 \pm 0,04) \text{ pA}/(\text{kgf}/\text{cm}^2)$, respectivamente.

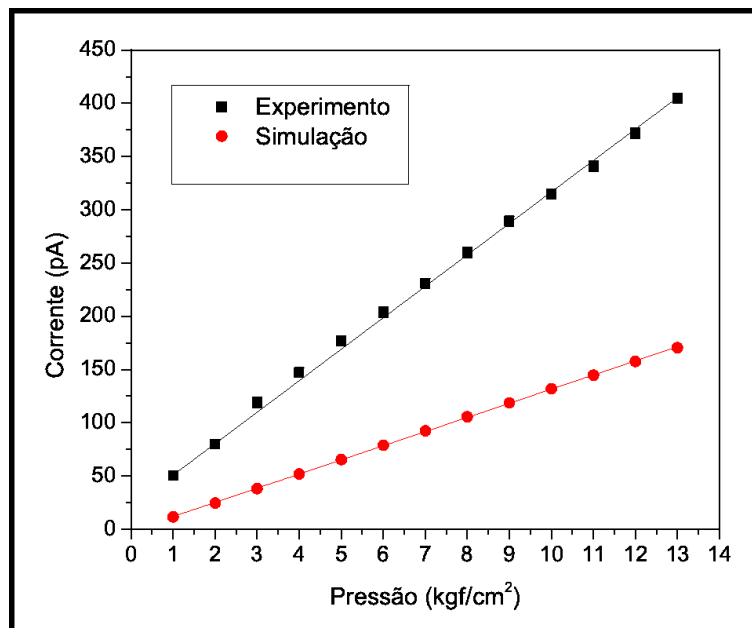


Figura 4.9 – Resposta da CI com a pressão para ^{137}Cs .

A variação da resposta da CI com a pressão, no que diz respeito às simulações, apresentou

valores com grandes desvios dos valores experimentais. A taxa de aumento da corrente com a pressão foi em todos os casos maior para os dados experimentais. Uma possível causa é o fato de o campo elétrico não ter sido considerado, sabendo-se que este aumenta a eficiência de coleta do dispositivo.

Através dos dados experimentais, é possível avaliar o comportamento da câmara com a pressão para as diferentes energias. As leituras de corrente dos núclídeos foram normalizadas para as atividades dos mesmos, dentro das respectivas datas. A corrente normalizada em função da pressão pode ser vista no gráfico da figura 4.10. Nota-se que a resposta, para uma dada pressão é maior para o núclídeo que emite fótons de maior energia. Em ordem crescente de energia estão o ^{57}Co , ^{133}Ba e ^{137}Cs , respectivamente com energias médias de 115,1; 232,23 e 661,65 keV. Os fótons do ^{137}Cs produzem partículas secundárias com energia maior, e portanto com maior mobilidade, que os fótons do ^{57}Co . Desta forma, a perda por recombinação será menor para as partículas secundárias do ^{137}Cs , fazendo com que o sinal deste seja maior.

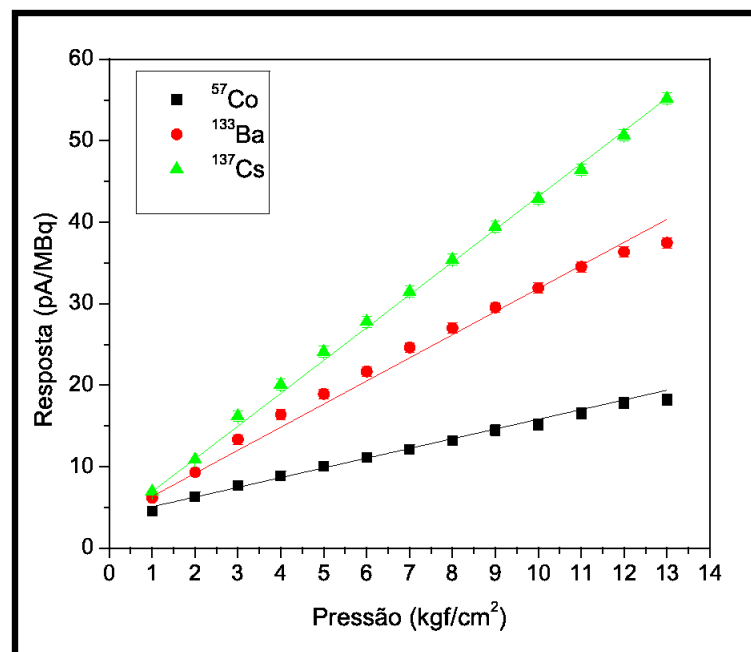


Figura 4.10 – Resposta relativa com a pressão para ^{57}Co , ^{133}Ba e ^{137}Cs .

4.4 Distribuição de dose

Um exemplo da distribuição de dose simulada no volume sensível, para o ^{57}Co e para o ^{137}Cs pode ser visto nas figuras 4.11 e 4.12, respectivamente. A escala de cores indica dose em unidades de eV/g por história primária. Pode-se observar que a região que compreende o volume sensível apresenta menor dose para o ^{57}Co do que para o ^{137}Cs . Outra característica a se observar é o acúmulo de dose na parede do poço. De fato a maior contribuição de dose no volume sensível ocorre devido às partículas advindas da parede do poço e esta é a região mais clara para os dois nuclídeos.

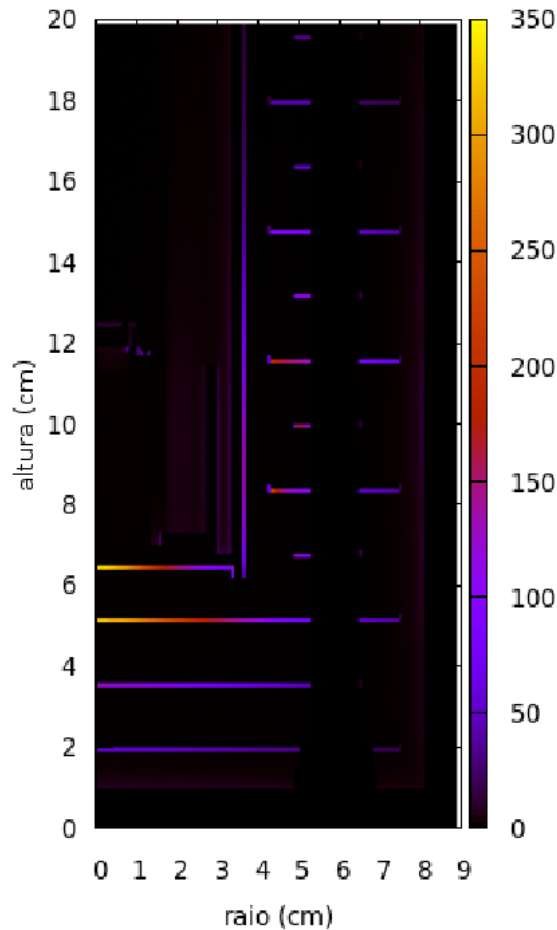


Figura 4.11 – Distribuição de dose no volume sensível para o ^{57}Co (eV/g por fóton).

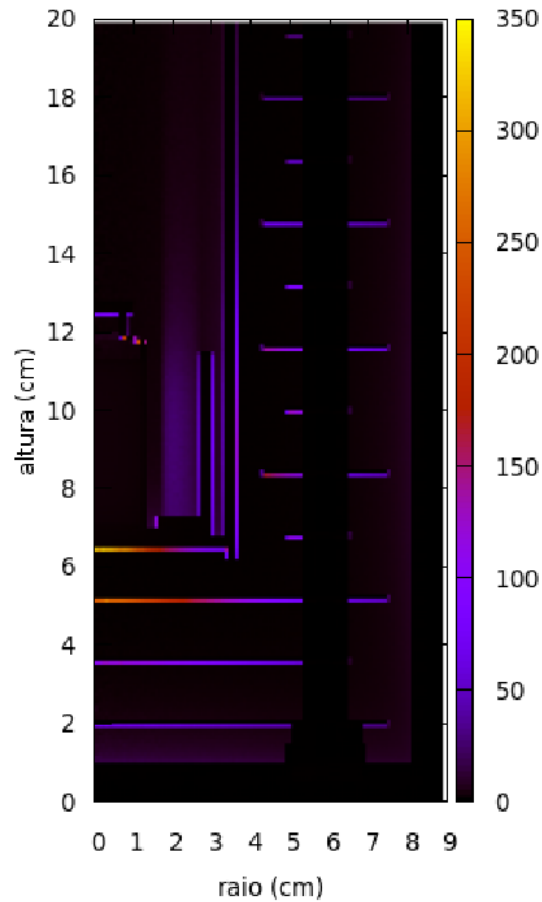


Figura 4.12 – Distribuição de dose no volume sensível para o ^{137}Cs (eV/g por fóton).

É possível visualizar a distribuição de dose de maneira mais clara em uma faixa da qual se excluem materiais como o latão e o aço inox das paredes da câmara. Nestes materiais a dose é demasiada alta, se comparada com a dose no gás. Uma vez retirados, a escala de cores que representa a dose é mais evidente apenas para o gás. As figuras 4.13 e 4.14 representam faixas onde se encontra apenas o gás.

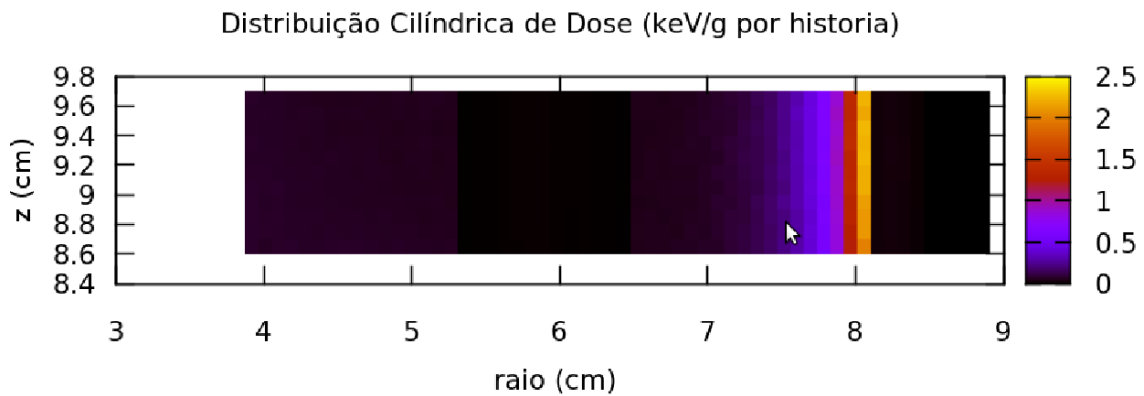


Figura 4.13 – Faixa da distribuição de dose no volume sensível para o ^{57}Co (eV/g por fóton).

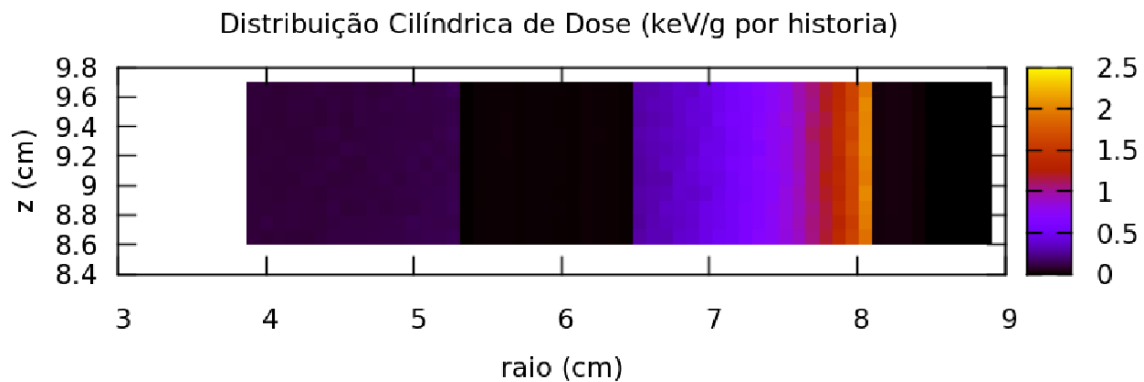


Figura 4.14 – Faixa da distribuição de dose no volume sensível para o ^{137}Cs (eV/g por fóton).

4.5 Resposta com o volume de radiofármaco

A dose no volume sensível em função de diferentes volumes de radiofármaco foi estudada através de simulação. Os volumes foram variados de 0,460 a 19,084 ml e as atividades foram mantidas constantes. O número de histórias primárias simuladas foi de 10^8 . A figura 4.15 apresenta a resposta simulada para diferentes nuclídeos. A medida que o volume de radiofármaco aumenta, a dose depositada no volume sensível, por unidade de partícula primária, diminui, o que é condizente com o esperado: se mais nuclídeo está distribuído em volumes que se aproximam da entrada do poço, o número de partículas que escapam através dele, sem contribuir com a dose, é aumentado. Assim a câmara perde eficiência de coleção. É possível se obser-

var também, o comportamento da dose por partícula primária em função da energia. Para um mesmo volume de radiofármaco a dose no volume sensível é maior para o nuclídeo de maior energia. Apenas para os elementos ^{201}Tl e $^{99\text{m}}\text{Tc}$ que há uma inversão. Isso ocorre pelo fato de o nuclídeo do ^{201}Tl , apesar de possuir uma maior energia média, apresenta um espectro largo (tabela A.3), fazendo com que a dose no volume sensível diminua por causa das contribuições de energias menores.

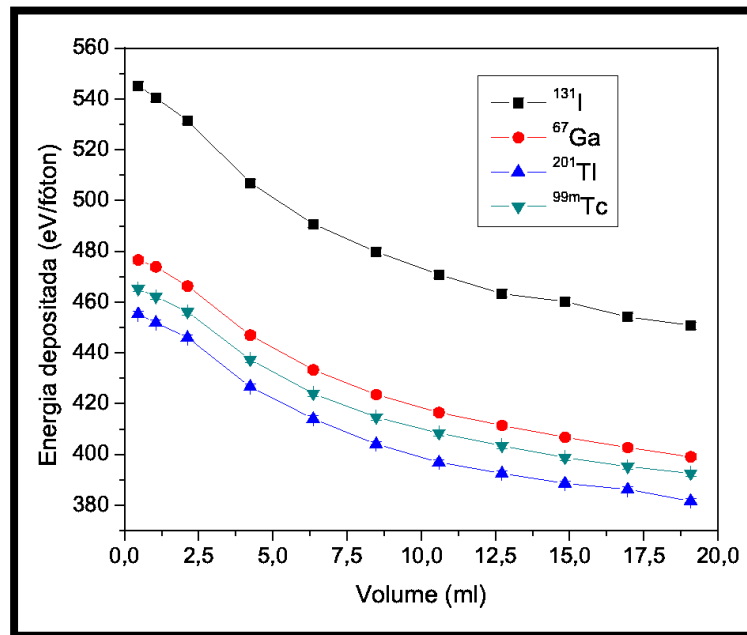


Figura 4.15 – Energia depositada por história primária em função do volume de radiofármaco.

Para uma análise geométrica, as energias depositadas por partícula primária no volume sensível foram normalizadas para as respostas que correspondem à posição do fundo do poço, como apresenta a figura 4.16.

É possível notar a proximidade dos pontos, sendo que a maior diferença entre eles se dá entre o $^{99\text{m}}\text{Tc}$ e o ^{131}I , de 2%. A máxima diferença de resposta entre os volumes mínimo e máximo utilizados foi de 17,3% para o ^{131}I .

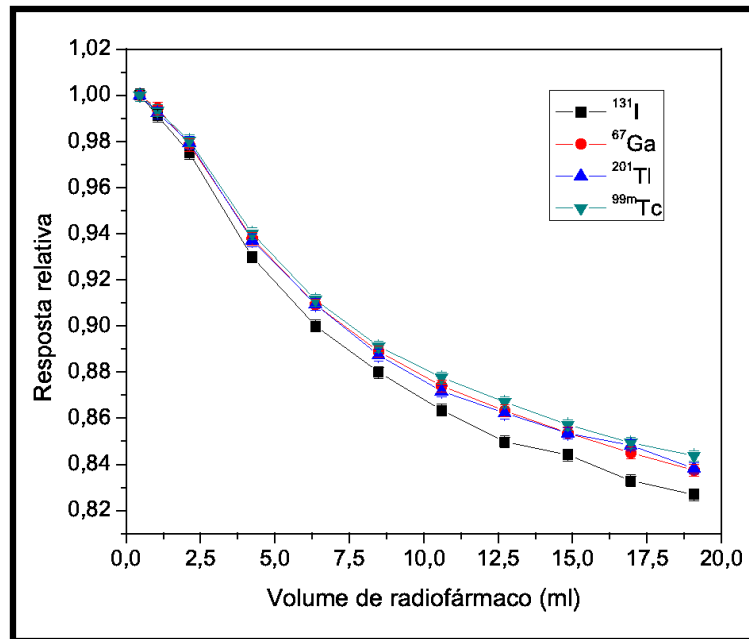


Figura 4.16 – Resposta normalizada em função do volume de radiofármaco.

4.6 Resposta com a posição da fonte

Diferentemente da distribuição volumétrica da fonte, descrita na seção 4.5, o movimento da fonte como um todo, ao longo do poço causa uma mudança mais brusca na dose depositada por partícula primária no volume sensível. Neste caso, a fonte inteira se aproxima da entrada do poço, fazendo com que um número maior ainda de partículas sejam perdidas, diminuindo a dose no volume sensível. A figura 4.17 apresenta a resposta relativa da câmara em função da altura da fonte ao longo do poço para o nuclídeo $^{99\text{m}}\text{Tc}$, e a figura 4.18, para ^{201}Tl . Para o $^{99\text{m}}\text{Tc}$ a curva experimental e a simulada estão suficientemente próximas, sendo que a simulação apresentou um desvio máximo de 8,7%, na posição mais alta da fonte (23,1 cm). Para o ^{201}Tl , a curva simulada apresentou uma maior discrepância em relação ao valor medido, atingindo o valor máximo de 27,1%, também na posição de 23,1 cm.

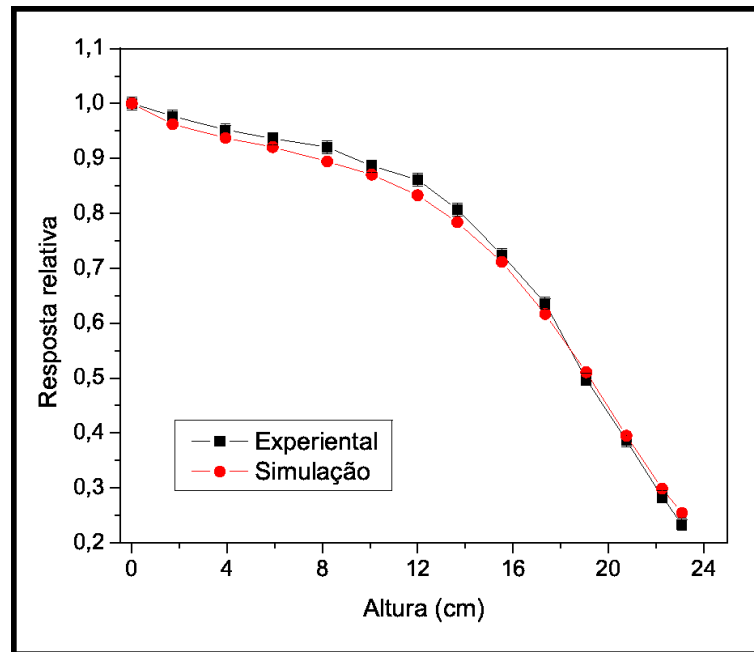


Figura 4.17 – Resposta da CI em função da altura da fonte para o ^{99m}Tc .

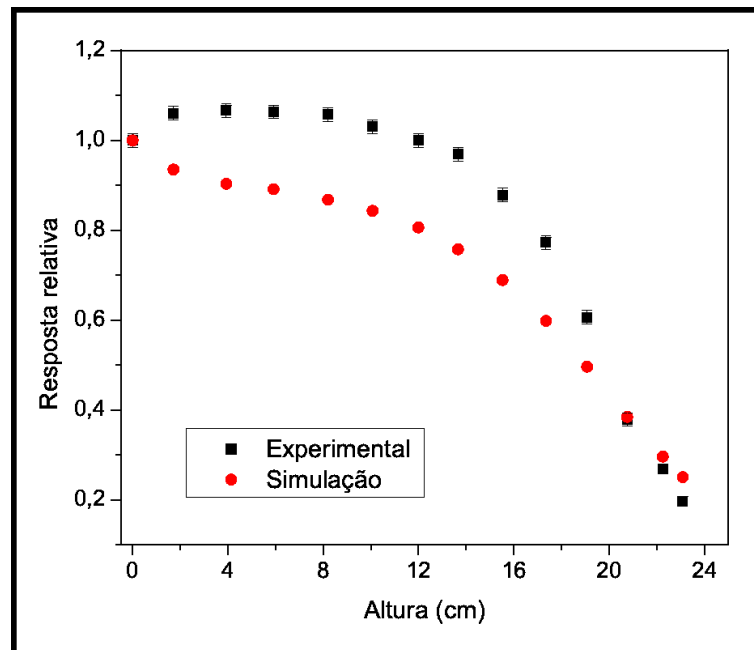


Figura 4.18 – Resposta da CI em função da altura da fonte para o ^{201}Tl .

Para os núclídeos ^{67}Ga e ^{131}I , o comportamento com a posição da fonte está representado nos gráficos da figura 4.19 e 4.20, respectivamente. Para ambos, a simulação representou razoavelmente bem os valores medidos, sendo que os máximos desvios foram de 8,0% (altura de 5,9 cm) para o ^{67}Ga e de 5,2% (altura de 8,2 cm) para o ^{131}I .

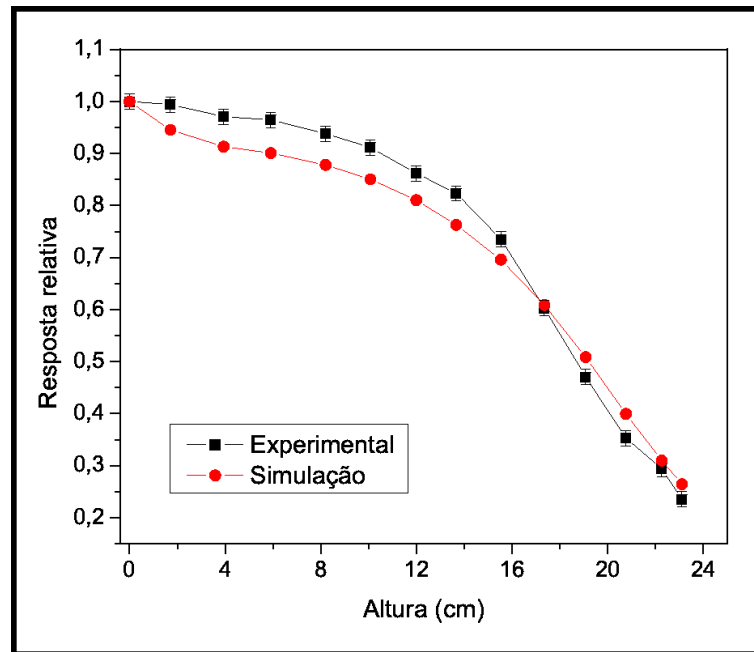


Figura 4.19 – Resposta da CI em função da altura da fonte para o ^{67}Ga .

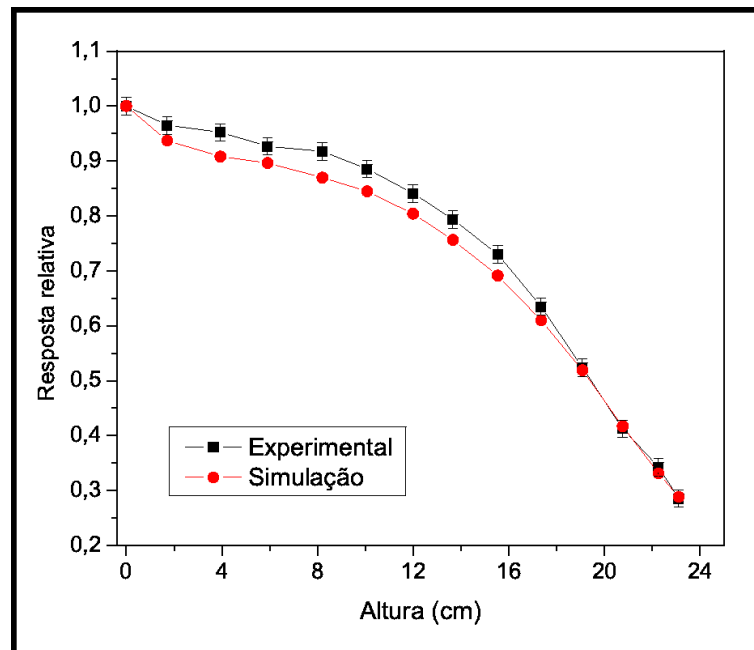


Figura 4.20 – Resposta da CI em função da altura da fonte para o ^{131}I .

Uma possível causa dos desvios encontrados é o acúmulo de radiofármaco na parte interna da borracha que tampa a ampola, devido à manipulação do radiofármaco. Isto faz com que a resposta diminua mais rapidamente à medida que a ampola se aproxima da entrada do poço, uma vez que ela deixa de contribuir antes do restante do volume.

4.7 Dependência energética

A tabela 4.5 apresenta os valores de corrente medidos e calculados, para as energias médias dos núclídeos utilizados. O maior erro percentual em relação às correntes medidas foi de 14% para o ^{201}Tl .

Tabela 4.5 – Corrente de ionização experimental e simulada.

Nuclídeo	Energia média (keV)	Corrente simulada (pA/MBq)	Corrente medida (pA/MBq)
^{99m}Tc	141,51	$9,486 \pm 0,025$	$8,72 \pm 0,04$
^{201}Tl	155,55	$9,451 \pm 0,025$	$8,29 \pm 0,08$
^{67}Ga	176,19	$9,424 \pm 0,025$	$8,43 \pm 0,04$
^{131}I	378,28	$11,664 \pm 0,032$	$13,27 \pm 0,02$
^{57}Co	115,1	$9,087 \pm 0,023$	$9,07 \pm 0,07$
^{133}Ba	232,23	$9,664 \pm 0,028$	$11,00 \pm 0,06$
^{137}Cs	661,65	$16,226 \pm 0,040$	$17,65 \pm 0,07$

A figura 4.21 apresenta a curva de dependência energética para a câmara de ionização. A corrente de ionização devido a energia depositada no volume sensível através da simulação e a corrente medida para cada núclídeo foram normalizadas para a atividade de 1 MBq, de tal forma que o eixo das ordenadas correspondesse a unidades de pA/MBq. A corrente simulada apresentou um valor menor que o valor experimental, para todas energias medidas, o que implicou num fator de calibração de 3,12 para a simulação.

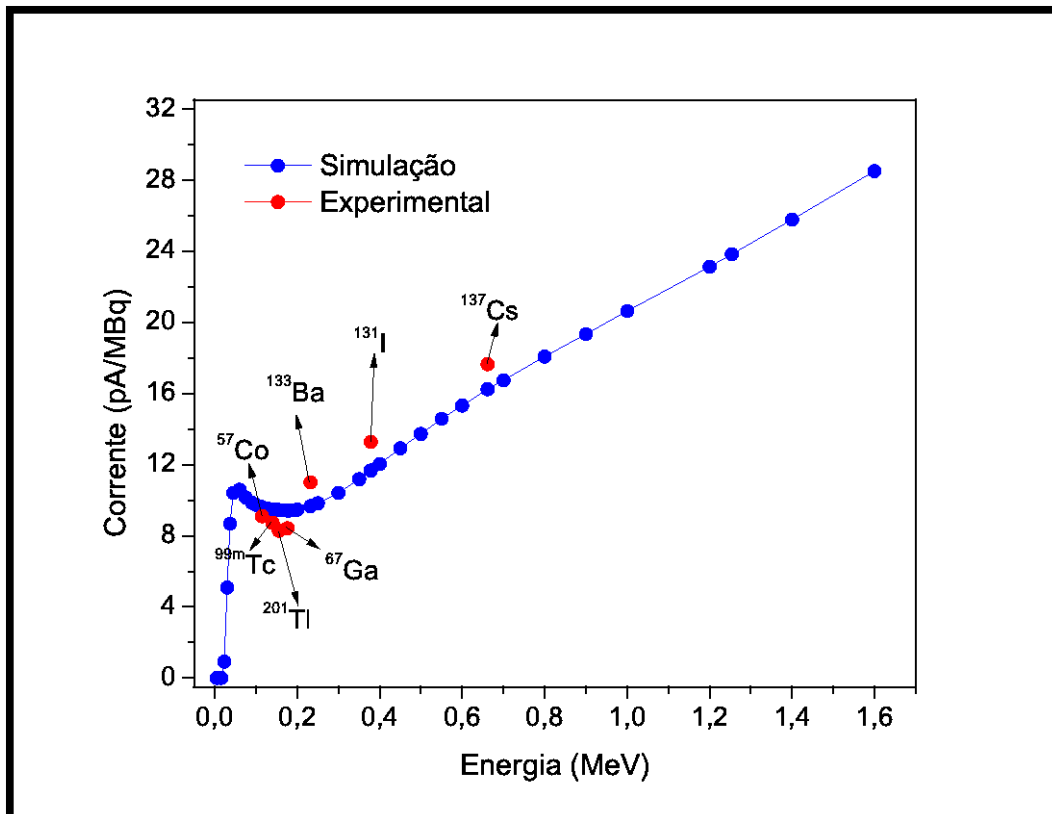


Figura 4.21 – Dependência energética para a câmara de ionização.

A resposta em energia acima de 200 *keV*, como função da energia do fóton incidente tem um comportamento linear. No entanto, para energias mais baixas, menores que 200 *keV*, devido ao aumento do efeito fotoelétrica dentro do material do detector, particularmente nos eletrodos de latão, o comportamento da curva deixa de ser quase linear.

5 *Conclusões*

Neste trabalho uma câmara de ionização tipo poço foi avaliada utilizando o código de simulação Monte Carlo PENELOPE (2006). A resposta da câmara foi avaliada para diversos parâmetros que influenciam na resposta da mesma, como atividade, volume de radiofármaco na ampola, posição da fonte ao longo do poço, pressão do gás no volume sensível e energia da radiação. Os valores simulados foram comparados com medidas experimentais dentro dos seus respectivos erros. Também foi feita uma estimativa da eficiência da câmara no que diz respeito à sua geometria e à sua resposta intrínseca.

A eficiência da câmara, estudada através de simulação, mostrou comportamento condizente com o esperado. O ângulo sólido subtendido pela fonte em relação ao detector foi estimado através de simulação, concordando com a aproximação analítica. Com relação à atividade, a câmara apresentou comportamento linear para os quatro radioisótopos estudados (^{67}Ga , ^{131}I , ^{201}Tl e ^{99m}Tc), sendo que as sensibilidades simuladas superestimam em 5,3% os valores experimentais. A simulação da resposta da câmara com relação à pressão, para os núclídeos ^{57}Co , ^{133}Ba e ^{137}Cs , apresentou resultados diferentes das medidas experimentais, o que requer uma avaliação mais criteriosa. Uma possível causa pode ser a influência do campo elétrico que não foi levado em conta na simulação.

Características geométricas, como volume de radiofármaco e posição da ampola no poço, foram avaliados, no que diz respeito à resposta da câmara, para os núclídeos ^{67}Ga , ^{131}I , ^{201}Tl e ^{99m}Tc . A resposta relativa da câmara em função do volume de solução com radiofármaco apresentou uma diferença máxima de 17%. Com relação à posição da ampola com radiofármaco os valores simulados apresentaram desvios inferiores a 8% dos valores experimentais, com

exceção do ^{201}Tl , que foi de 27,1%.

A dependência energética da câmara mostrou comportamento similar ao encontrado na literatura, apresentando comportamento mais complexo em energias inferiores a 200 keV , em parte devido ao aumento do efeito fotoelétrico na parede do poço e nos eletrodos da câmara.

O uso do código PENELOPE de simulação Monte Carlo apresentou respostas satisfatórias para a sensibilidade, distribuição em volume e posição da fonte e dependência energética da câmara de ionização em estudo neste trabalho. Desta forma o código foi validado para a avaliação de diferentes características de resposta desta câmara de ionização. Situações diversas no que diz respeito a materiais e geometria da câmara, como por exemplo material e espessura da parede do poço, material que preenche o volume sensível, profundidade e diâmetro do poço, número e materiais de eletrodos, podem ser avaliados através de simulação, evitando o custo dos arranjos experimentais.

APÊNDICE A – Espectros de emissão e da energia média dos radionuclídeos usados nas simulações.

Tabela A.1 – Espectro de emissão para ^{131}I .

Energia(keV)	Probabilidade
80,190	0,026058
163,93	0,000210
177,21	0,002675
232,18	0,000032
272,50	0,000573
284,31	0,060868
295,80	0,000018
302,40	0,000047
318,09	0,000770
324,65	0,000211
325,79	0,002715
358,40	0,000159
364,49	0,810577
404,81	0,000543
503,00	0,003571
636,99	0,071211
642,72	0,002158
722,91	0,017604

Tabela A.2 – Espectro de emissão para ^{67}Ga .

Energia(keV)	Probabilidade
91,2650	0,035636
93,3100	0,444707
184,5760	0,245328
208,9500	0,028188
300,2170	0,190671
393,5270	0,052251
494,1660	0,000784
703,1060	0,000120
794,3810	0,000619

Tabela A.3 – Espectro de emissão para ^{201}Tl .

Energia(keV)	Probabilidade
26,340	0,0005918
30,600	0,0187144
32,190	0,0190843
135,34	0,1897330
141,10	0,0207116
165,88	0,0114653
167,43	0,7396997

Tabela A.4 – Espectro de emissão para ^{99m}Tc .

Energia(keV)	Probabilidade
89,600	0,000011
140,51	0,999779
142,63	0,000210

Tabela A.5 – Espectro de emissão para ^{57}Co .

Energia(keV)	Probabilidade
14,41	0,086728
122,06	0,810467
136,47	0,101119
230,40	0,000004
339,69	0,000035
352,33	0,000028
366,80	0,000011
570,09	0,000150
692,41	0,001411
706,54	0,000047

Tabela A.6 – Espectro de emissão para ^{133}Ba .

Energia(keV)	Probabilidade
31,0	0,0061
35,0	0,1425
53,0	0,0126
79,6	0,0189
81,0	0,2144
276,0	0,0441
303,0	0,1135
356,0	0,3910
383,0	0,0568

Tabela A.7 – Espectro de emissão para ^{137}Cs .

Energia(keV)	Probabilidade
283,5000	0,000006815
661,6570	0,999993185

Tabela A.8 – Energia média de emissão.

Nuclídeo	Energia média (keV)
^{131}I	378,28
^{67}Ga	176,1932
^{201}Tl	155,55
^{99m}Tc	140,51
^{57}Co	115,1
^{133}Ba	232,2323
^{137}Cs	661,65442

Referências Bibliográficas

- 1 BRUCER, M. William Duane and The Radium Cow - An American Contribution to an Emerging Atomic Age. *Medical Physics*, v.16, n. 6, p. 1601–1605, Nov 1993. ISSN 0094-2405.
- 2 BIERSACK, H. et al. Therapy with radioisotopes in oncology. Palliative and curative approaches. *Schmerz*, v.19, n. 1, p. 9+, Feb 2005. ISSN 0932-433X.
- 3 PATTON, J.; TOWNSEND, D.; HUTTON, B. Hybrid Imaging Technology: From Dreams and Vision to Clinical Devices. *Seminars in Nuclear Medicine*, v.39, n. 4, p. 247–263, Jul 2009. ISSN 0001-2998.
- 4 SORENSEN, J.; PHELPS, M. *Physics in Nuclear Medicine*. 3. Orlando: Saunders, 1987. ISBN 072168341X.
- 5 OTERO, H. et al. Evaluation of Low-Density Neutral Oral Contrast Material in PET/CT for Tumor Imaging: Results of a Randomized Clinical Trial. *American Journal of Roentgenology*, v.193, n. 2, p. 326–332, Aug 2009. ISSN 0361-803X.
- 6 TAUHATA, L. et al. Experimental determination of calibration settings of a commercially available radionuclide calibrator for various clinical measurement geometries and radionuclides. *Applied Radiation and Isotopes*, v.65, n. 1, p. 120–125, Jan 2007. ISSN 0969-8043.
- 7 KNOLL, G. *Radiation detection and measurement*. 3. New York: Wiley, 2000. ISBN 0471073385.
- 8 VAGLE, O.; OLSEN, O.; JOHANSEN, G. A simple and efficient active quenching circuit for Geiger-Muller counters. *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research Section A*, v.580, n. 1, p. 358–361, Sep 2007. ISSN 0168-9002.
- 9 ATTIX, F. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. 3. New York: Wiley-Interscience, 2004. ISBN 00471011460.
- 10 JOKOVIC, D. et al. Monte Carlo simulations of the response of a plastic scintillator and an HPGe spectrometer in coincidence. *Applied Radiation and Isotopes*, v.67, n. 5, p. 719–722, May 2009. ISSN 0969-8043.
- 11 FOX, R.; BARKER, P.; SMART, G. The use of GAFchromic film to determine the absolute activity of beta emitters. *Physics in Medicine and Biology*, v.44, n. 4, p. 833–842, Apr 1999. ISSN 0031-9155.
- 12 BAKER, M.; BASS, G.; WOODS, M. Calibration of the NPL secondary standard radionuclide calibrator for I-131 seeds used for prostate brachytherapy. *Applied Radiation and Isotopes*, v.56, n. 1-2, p. 321–325, Jan 2002. ISSN 00969-8043.

- 13 SCHRADER, H. Ionization chambers. *Metrologia*, v.44, n. 4, p. S53–S66, Aug 2007. ISSN 0026-1394.
- 14 ZIMMERMAN, B.; CESSNA, J.; MILLICAN, M. Experimental determination of calibration settings for plastic syringes containing solutions of Y-90 using commercial radionuclide calibrators. *Applied Radiation and Isotopes*, v.60, n. 2-4, p. 511–517, Feb 2004. ISSN 00969-8043.
- 15 CECCATELLI, A. et al. Experimental determination of calibration settings of a commercially available radionuclide calibrator for various clinical measurement geometries and radionuclides. *Applied Radiation and Isotopes*, v.65, n. 1, p. 120–125, Jan 2007. ISSN 0969-8043.
- 16 ZIMMERMAN, B.; CESSNA, J.; DORTON, J. Experimental investigation of dose calibrator response for I-125 brachytherapy solutions contained in 5 mL plastic syringes and 2 mL conical glass v-vials as a function of filling mass. *Medical Physics*, v.29, n. 7, p. 1547–1555, Jul 2002. ISSN 00094-2405.
- 17 BONARDI, M.; GROPPI, F.; BIRATTARI, C. A rapid improved method for gamma-spectrometric determination of Tl-202 impurities in Tl-201-labelled radiopharmaceuticals. *Applied Radiation and Isotopes*, v.57, n. 5, p. 647–655, Nov 2002. ISSN 0969-8043.
- 18 LAEDERMANN, J. et al. Monte Carlo calculation of the sensitivity of a commercial dose calibrator to gamma and beta radiation. *Medical Physics*, v.31, n. 6, p. 1614–1622, Jun 2004. ISSN 0094-2405.
- 19 ALEISSA, K. Energy response simulation of 4 pi gamma ionization chambers using Monte Carlo technique. *Medical Physics*, v.29, n. 12, p. 2840–2844, Dec 2002. ISSN 0094-2405.
- 20 PEARCE, A.; MICHOTTE, C.; HINO, Y. Ionization chamber efficiency curves. *Metrologia*, v.44, n. 4, p. S67–S70, Aug 2007. ISSN 0026-1394.
- 21 KRAMER, G.; CROWLEY, P.; BURNS, L. Investigating the impossible: Monte Carlo simulations. *Radiation Protection Dosimetry*, v.89, n. 3-4, p. 259–262, 2000. ISSN 0144-8420.
- 22 BUCKLEY, L.; KAWRAKOW, I.; ROGERS, D. An EGSnrc investigation of cavity theory for ion chambers measuring air kerma. *Medical Physics*, v.30, n. 6, p. 1211–1218, 2003. ISSN 0094-2405.
- 23 RUSSA, L.; DANIEL, J.; ROGERS, D. Accuracy of EGSnrc calculations at Co-60 energies for the response of ion chambers configured with various wall materials and cavity dimensions. *Medical Physics*, v.35, n. 12, p. 5629–5640, Dec 2008. ISSN 0094-2405.
- 24 MORAES, C. *Metodologia de simulação Monte Carlo aplicada na implementação da grandeza operacional Hp (10) no dosímetro individual termoluminescente do Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção*. Ribeirão Preto: Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, 2004.
- 25 FERRARI, P.; GUALDRINI, G. MCNPX internal dosimetry studies based on the NORMAN-05 voxel model. *Radiation Protection Dosimetry*, v.127, n. 1-4, p. 209–213, 2007. ISSN 0144-8420.

- 26 COT, A. et al. Study of the point spread function (PSF) for I-123 SPECT imaging using Monte Carlo simulation. *Physics in Medicine and Biology*, v.49, n. 14, p. 3125–3136, Jul 2004. ISSN 0031-9155.
- 27 BERNAL, M.; LIENDO, J. An investigation on the capabilities of the PENELOPE MC code in nanodosimetry. *Medical Physics*, v.36, n. 2, p. 620–625, Feb 2009. ISSN 0094-2405.
- 28 RAMOS, E. Nuclear-Medicine - Techniques for study on subjects of diagnosis, dosimetry and therapeutics. *Energia Nuclear*, v.16, n. 76, p. 3173–&, 1972. ISSN 0013-7324.
- 29 PFEILSCHIFTER, J. Medical treatment and postoperative management of thyroid carcinoma. *Tumordiagnostik & Therapie*, v.19, n. 3, p. 79–84, Jun 1998. ISSN 0722-219X.
- 30 HERMANS, J. Techniques for thyroid imaging. *Annales d'Endocrinologie*, v.56, n. 5, p. 495–506, 1995. ISSN 0003-4266.
- 31 TSUJI, T. et al. Chronic pyelonephritis presenting as multiple tumor-like renal lesions. *Internal Medicine*, v.46, n. 12, p. 879–882, 2007. ISSN 0918-2918.
- 32 GOMEZ, M. et al. Prognostic value of normal myocardial radionuclide scan in patients with positive treadmill test. *Revista Espanola de Cardiologia*, v.55, n. 9, p. 991–994, Sep 2002. ISSN 0300-8932.
- 33 JONES, A. Technetium and rhenium in Nuclear Medicine. *Academic Radiology*, v.10, n. 9, p. 1076–1077, Sep 2003.
- 34 GUNEL, S.; AKGUN, A. Comparison of exercise-rest-reinjection Tl-201 imaging and rest sublingual isosorbide dinitrate Tc-99m MIBI imaging for the assessment of myocardial viability. *Annals of Nuclear Medicine*, v.23, n. 5, p. 451–457, Jul 2009. ISSN 0914-7187.
- 35 CARBALLEIRA, I. et al. Gammagrafy with intraperitoneal Tc99m as a diagnostic technique for diaphragm leaks in patients with peritoneal dialysis: regarding two cases. *Nefrologia*, v.29, n. 3, p. 263–265, 2009. ISSN 0211-6995.
- 36 AMEN, D.; HANKS, C.; PRUNELLA, J. Predicting positive and negative treatment responses to stimulants with brain SPECT imaging. *Journal of Psychoactive Drugs*, v.40, n. 2, p. 131–138, Jun 2008. ISSN 0279-1072.
- 37 ALVAREZ, O.; CALDAS, L. Controle de qualidade em câmara de ionização do tipo poço usada em braquiterapia de baixa taxa de dose. *Associação Brasileira de Física Médica*, Sep 2003.
- 38 BALTAS, D. et al. Comparison of calibratoin procedures for I-131 high-dose-rate brachitherapy sources. *International Journal of Radiation Oncology*, v.43, n. 3, p. 653–661, 1999. ISSN 0361-803X.
- 39 BOOTH, H.; THOM, A.; ALAVI, A. Fermion Monte Carlo without fixed nodes: A game of life, death, and annihilation in Slater determinant space. *Journal of Chemical Physics*, v.131, n. 5, Aug 2009. ISSN 0021-9606.
- 40 BIELAJEW, A.; ROGERS, D. A standard timing benchmark for EGS4 Monte-Carlo Calculations. *Medical Physics*, v.19, n. 2, p. 303–304, Mar 1992. ISSN 0094-2405.

- 41 HENDRICKS, J. et al. Present and future capabilities of MCNP. *Applied Radiation and Isotopes*, v.53, n. 4, p. 857–861, Oct 2000. ISSN 0969-8043.
- 42 SALVAT, F.; VAREA, J.; SEMPAU, J. *PENELOPE, a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport*. Diagonal 647, 08028 Barcelona, Spain: Facultat de Física (ECM), Universitat de Barcelona, 2006.
- 43 ALLISON, J. et al. Geant4 developments and applications. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, v.53, n. 1, p. 270–278, Feb 2006. ISSN 0018-9499.
- 44 ICRU. *Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement*. Bethesda, Spain: [s.n.], 1989.
- 45 GUMUS, H. New stopping power formula for intermediate energy electrons. *Applied Radiation and Isotopes*, v.66, n. 12, p. 1886–1890, Dec 2008. ISSN 0969-8043.
- 46 SEMPAU, J.; ANDREO, P. Configuration of the electron transport algorithm of PENELOPE to simulate ion chambers. *Physics in Medicine and Biology*, v.51, n. 14, p. 3533–3548, Jul 2006. ISSN 0031-9155.
- 47 SENEVIRATNE, M.; REINHARD, M.; BALDOCK, C. The energy response of a TPA Mk-II ionization chamber using GEANT4 Monte Carlo simulation. *Physics in Medicine and Biology*, v.52, n. 13, p. 3837–3846, Jul 2007. ISSN 0031-9155.
- 48 GILGEN, R.; KLEINRAHM, R.; WAGNER, W. Measurement and correlation of the (pressure, density, temperature) relation of argon .1. The homogeneous gas and liquid regions in the temperature-range from to 90-K at pressures up to 12-MPa. *Journal of Chemical Thermodynamics*, v.26, n. 4, p. 383–398, Apr 1994. ISSN 0021-9614.