



**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES**  
Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

**Caracterização de fontes de referência para a calibração "in situ" de  
ativímetros com validação utilizando simulações de Monte Carlo**

**Letícia Katheleen Bueno**

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

**Orientadora:  
Profa. Dra. Maria da Penha Albuquerque  
Potiens**

**São Paulo  
2021**

**Caracterização de fontes de referência para a calibração "in situ" de  
ativímetros com validação utilizando simulações de Monte Carlo**

**Versão Corrigida**

**Versão Original disponível no IPEN**

**Letícia Katheleen Bueno**

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

**Orientadora:  
Profa. Dra. Maria da Penha  
Albuquerque Potiens**

**São Paulo  
2021**

Fonte de Financiamento: CNEN

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Como citar:

BUENO, L. K. *Caracterização de fontes de referência para a calibração "in situ" de ativímetros com validação utilizando simulações de Monte Carlo*. 2021. 92 f. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN, São Paulo. Disponível em: <<http://repositorio.ipen.br/>> (data de consulta no formato: dd/mm/aaaa)

Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema de geração automática da Biblioteca IPEN, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Bueno, Letícia Katheleen  
Caracterização de fontes de referência para a calibração  
"in situ" de ativímetros com validação utilizando simulações  
de Monte Carlo / Letícia Katheleen Bueno; orientadora Maria da  
Penha Albuquerque Potiens. -- São Paulo, 2021.  
92 f.

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação em  
Tecnologia Nuclear (Aplicações) -- Instituto de Pesquisas  
Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2021.

1. Medicina Nuclear. 2. Calibração. 3. Ativímetro. 4.  
PENELOPE. 5. penEasy. I. Albuquerque Potiens, Maria da Penha ,  
orient. II. Título.

*À minha família, amigos e a todos que  
acreditaram neste trabalho.*

*It always seems impossible until it's done.*

*Nelson Mandela*

## AGRADECIMENTOS

Começo por agradecer a Deus por me guiar e me capacitar;

À minha orientadora, Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens, pela orientação, atenção, confiança e ajuda;

Aos meus pais, eu devo a vida e todas as oportunidades que nela tive e que espero um dia poder lhes retribuir;

À minha irmã Caroline e meu cunhado Valmir, pelo companheirismo, pela cumplicidade e pelo apoio em todos os momentos. Obrigada por todas as conversas que me ajudaram a ter forças para continuar;

À minha prima Vivian e a sua família, por sempre me apoiarem e acreditarem em mim;

Ao Dr. Orlando Rodrigues Junior, por ouvir as minhas ideias, pelas horas de trabalho e paciência;

Ao amigo e Prof<sup>o</sup> Dr. Robinson Alves, por me incentivar ainda na graduação, por me direcionar nessa caminhada e pelas conversas sempre agradáveis;

Agradeço imensamente todo o apoio e ajuda do Prof<sup>o</sup> Dr. José Maria Fernandes. Foi um privilégio poder aprender com o senhor;

Ao Dr. Daniel Villani pela amizade, lealdade e companheirismo. Agradeço pelo apoio em momentos em que eu tanto precisei;

Aos meus amigos, pelo apoio e suporte incondicional;

Aos amigos que conheci no IPEN, pelas conversas, desabafos e risadas;

À USP, ao IPEN e ao Centro de Metrologia das Radiações pela oportunidade de realização deste trabalho;

À CNEN pelo apoio financeiro.

## RESUMO

BUENO, Letícia. K. **Caracterização de fontes de referência para a calibração "in situ" de ativímetros com validação utilizando simulações de Monte Carlo.** 2021. 92 p. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP. São Paulo.

De acordo com a norma CNEN-NN-3.05 (2013), um Serviço de Medicina Nuclear (SMN) deve conter pelo menos um ativímetro em operação, sendo este utilizado de modo obrigatório e diário. Visando assegurar que a rotina de procedimentos de um SMN não seja interrompida e evitando prováveis danos ao equipamento delicado e pesado para ser deslocado, pode-se justificar o favoritismo pela implantação de uma técnica de calibração “*in situ*”. Neste trabalho foram caracterizadas quatro radionuclídeos, sendo eles  $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{131}\text{I}$  e o  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ , os mesmos foram medidos experimentalmente com a utilização de um ativímetro. As respostas obtidas foram comparadas através do penEasy, de uso geral, baseado no pacote PENELOPE Monte Carlo, com o objetivo de estudar a resposta câmara de ionização CRC-25R da marca CAPINTEC ao variar parâmetros que influenciam suas características de resposta. Os radionuclídeos em estudo apresentaram comportamentos similares entre eles através da simulação e um comportamento padrão nos resultados experimentais. A altura do ativímetro com maior eficiência depende do radionuclídeo e do volume dentro do frasco. No entanto, é necessário estabelecer fatores de correção para cada amostra, geometria e volume considerando as incertezas associadas. É possível observar uma relação entre o frasco e a distância do fundo do detector, que assume um comportamento crescente. A maior deposição de energia pode ser medida entre 5cm e 7cm em relação ao fundo do poço. A partir dessas alturas, os fótons começam a escapar do detector pela abertura do equipamento, reduzindo a eficiência do volume sensível em absorver os fótons em aproximadamente  $\pm 20\%$ .

Palavras-chave: Medicina Nuclear; Calibração; Ativímetro

## ABSTRACT

BUENO, Letícia. K. **Characterization of reference sources for in situ calibration of activimeters with validation using Monte Carlo simulation.** 2021. 92 p. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP. São Paulo.

According to the CNEN-NN-3.05 (2013), a Nuclear Medicine Service (NMS) must contain at least one activimeter in operation, which is used on a mandatory and daily basis. Thus, in order to ensure that the routine of procedures in a NMS isn't interrupted and to avoid probable damage on equipment to be moved, it's easy to justify favoritism through the implementation "*in situ*" calibration technique. In this work, four radionuclides were characterized:  $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{131}\text{I}$  and  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ , they were experimentally measured using an activimeter. The answers obtained were compared using the penEasy program, as general based on the PENELOPE Monte Carlo system, to study the response in the CRC-25R ionization chamber varying parameters that influence its response characteristics. The radionuclides under study showed similar behavior between them through simulation and a standard behavior in the experimental results. The height of the most efficient activimeter depends on the radionuclide and the volume inside the vial. Therefore, the height with greater efficiency depends on the radionuclide and the volume inside the vial. However, it's necessary to establish correction factors for each sample, geometry and volume considering the associated uncertainties. It's possible to observe a relationship between the vial and the distance from the bottom of the detector, which assumes an increasing behavior. The greatest deposition of energy can be measured between 5cm and 7cm in relation to the bottom of the well. From these heights, photons start to escape from the detector through the opening of the equipment, reducing the efficiency of the sensitive volume in absorbing the photons by approximately  $\pm 20\%$ .

Keywords: Nuclear Medicine; Calibration; Activimeter.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Tipos de câmara de ionização. A) Câmara de Ionização do tipo dedal; B) Câmara de Ionização do tipo poço; C) Câmara de Ionização esférica para Radioproteção; D) Câmara de Ionização monitora. ....	22
Figura 2 – Tipos de câmaras de ionização do tipo poço fabricadas pela Capintec. ....	23
Figura 3 – Componentes e disposição dos eletrodos em câmaras de ionização cilíndricas. ....	24
Figura 4 – Cadeia metrológica internacional (representação simplificada). ....	26
Figura 5 – Cadeia metrológica nacional. LNMRI: Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes. ....	27
Figura 6 – Decaimento radioativo do $^{67}\text{Ga}$ . ....	30
Figura 7 – Decaimento radioativo do $^{201}\text{Tl}$ . ....	31
Figura 8 – Decaimento radioativo do $^{131}\text{I}$ . ....	32
Figura 9 – Decaimento radioativo do $^{99\text{m}}\text{Tc}$ . ....	34
Figura 10 – Localização do novo Laboratório de calibração de instrumentos (LCI). ....	37
Figura 11 – Ocupação do prédio Centro de Metrologia das Radiações com a nova instalação para testes em ativímetros localizada no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI). ....	38
Figura 12 – Ativímetro padrão terciário CRC-25R com os acessórios de acrílico. ....	39
Figura 13 – Fontes radioativas utilizadas no controle de qualidade. ....	42
Figura 14 – Parâmetros utilizados no input para a obtenção dos resultados simulados. ....	44
Figura 15 – Frascos 10R-Schott e P6. ....	45
Figura 16 – Arranjo de 12 peças de polímero utilizado para elevar o suporte de acrílico dentro do poço da câmara de ionização CRC-25R. ....	47
Figura 17 – Elevação do suporte de acrílico utilizando o arranjo de peças a cada 1 cm de incremento de 1 cm a 10 cm. ....	48
Figura 18 – Elevação do suporte de acrílico utilizando o arranjo de peças a cada 1 cm de incremento de 11 cm a 20 cm. ....	48
Figura 19 – Modificações e instalações realizadas para o funcionamento adequado do novo laboratório. 1 - Pass-through de chumbo; 2 - Janelas com grades; 3 - Bancada com superfície de aço inoxidável; 4 - Cubas com 40 cm de profundidade. ....	53
Figura 20 – Modificações e instalações realizadas para manuseio de fontes radioativas. 5 - Tubulação de exaustão; 6- Capela (com dimensões de $1,5 \times 0,755 \times 2,63 \text{ m}^3$ ); 7 -Paredes lisas, sem ranhuras, pintadas com tinta lavável e não porosa; 8- Piso de epóxi autonivelante e selado. ....	54

Figura 21 – Teste de Linearidade. ....	55
Figura 22 - Decaimento radioativo de Cs <sup>137</sup> .....	56
Figura 23 – Modelagem utilizada para a realização das simulações. ....	58
Figura 24 – Materiais utilizados na composição da câmara de ionização. ....	58
Figura 25 – Dimensões internas dos componentes da câmara de ionização do tipo poço. ....	59
Figura 26 – Mapa de sensibilidade da câmara de ionização do tipo poço, para as amostras no eixo vertical de 1 cm, 7 cm e 20 cm, respectivamente. ....	60
Figura 27 – Resultados simulados do comportamento da câmara de ionização ao variar a posição da fonte no eixo vertical do poço, utilizando a fonte <sup>67</sup> Ga. ....	61
Figura 28 – Resultados simulados do comportamento da câmara de ionização ao variar a posição da fonte no eixo vertical do poço, utilizando a fonte <sup>201</sup> Tl. ....	62
Figura 29 – Resultados simulados do comportamento da câmara de ionização ao variar a posição da fonte no eixo vertical do poço, utilizando a fontes <sup>131</sup> I. ....	63
Figura 30 – Resultados simulados do comportamento da câmara de ionização ao variar a posição da fonte no eixo vertical do poço, utilizando as fontes <sup>99m</sup> Tc. ....	64
Figura 31 – Resultados simulados normalizados no ponto 7 em função do volume dentro do frasco 10R-Schott <sup>67</sup> Ga, <sup>201</sup> Tl, <sup>131</sup> I e <sup>99m</sup> Tc. ....	65
Figura 32 – Resultados experimentais do comportamento do ativímetro ao variar a distância da fonte de <sup>67</sup> Ga. ....	66
Figura 33 – Resultados experimentais do comportamento do ativímetro ao variar a distância da fonte de <sup>201</sup> Tl. ....	68
Figura 34 – Resultados experimentais do comportamento do ativímetro ao variar a distância da fonte de <sup>131</sup> I. ....	70
Figura 35 – Resultados experimentais do comportamento do ativímetro ao variar a distância da fonte de <sup>99m</sup> Tc. ....	72
Figura 36 – Resultados experimentais normalizados no ponto 7 em função do volume dentro do frasco 10R-Schott <sup>67</sup> Ga, <sup>201</sup> Tl, <sup>131</sup> I e <sup>99m</sup> Tc. ....	74
Figura 37 – Resultados comparativos do comportamento do ativímetro CRC-25R utilizando o radionuclídeo <sup>67</sup> Ga. ....	76
Figura 38 – Resultados comparativos do comportamento do ativímetro CRC-25R utilizando o radionuclídeo <sup>201</sup> Tl. ....	78
Figura 39 – Resultados comparativos do comportamento do ativímetro CRC-25R utilizando o radionuclídeo <sup>131</sup> I. ....	80

Figura 40 – Resultados comparativos do comportamento do ativímetro CRC-25R utilizando o radionuclídeo $^{99m}\text{Tc}$ . .....	82
Figura 41 – Resultados comparativos do comportamento do ativímetro CRC-25R ao variar o volume dos radionuclídeos $^{67}\text{Ga}$ , $^{201}\text{Tl}$ , $^{131}\text{I}$ e $^{99m}\text{Tc}$ no ponto 6. ....	84

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características principais dos radionuclídeos $^{67}\text{Ga}$ , $^{201}\text{Tl}$ , $^{131}\text{I}$ e $^{99\text{m}}\text{Tc}$ .....	29
Tabela 2 – Testes de controle de qualidade (CNEN, 2013). .....	41
Tabela 3 – Principais características das fontes seladas de referência para controle de qualidade produzidas pelo IPEN. ....	42
Tabela 4 - Dimensões dos frascos 10R-Schott e P6. ....	45
Tabela 5 – Resultados dos testes de exatidão e precisão estabelecidos pela CNEN-NN-3.05.55	
Tabela 6 – Resultados simulados normalizados no ponto 7 em função do volume dentro do frasco 10R-Schott $^{67}\text{Ga}$ , $^{201}\text{Tl}$ , $^{131}\text{I}$ e $^{99\text{m}}\text{Tc}$ . ....	65
Tabela 7 – Resultados experimentais para a avaliação da altura ideal da fonte de $^{67}\text{Ga}$ com a atividade corrigida para a data de referência em 10/12/2020 às 15:04:00. ....	67
Tabela 8 – Resultados experimentais para a avaliação da altura ideal da fonte de $^{201}\text{Tl}$ com a atividade corrigida para a data de referência em 16/12/2020 às 10:35:00. ....	69
Tabela 9 – Resultados experimentais para a avaliação da altura ideal da fonte de $^{131}\text{I}$ corrigido para a data de referência em 06/05/2021 10:21:00.....	71
Tabela 10 – Resultados experimentais para a avaliação da altura ideal da fonte de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ corrigida para a data de referência em 06/05/2021 às 13:01:00.....	73
Tabela 11 – Resultados experimentais normalizados no ponto 7 em função do volume dentro do frasco 10R-Schott $^{67}\text{Ga}$ , $^{201}\text{Tl}$ , $^{131}\text{I}$ e $^{99\text{m}}\text{Tc}$ . ....	75
Tabela 12 – Incertezas de medição da atividade de $^{67}\text{Ga}$ . ....	85
Tabela 13 – Incertezas de medição da atividade de $^{201}\text{Tl}$ . ....	85
Tabela 14 – Incertezas de medição da atividade de $^{131}\text{I}$ . ....	85
Tabela 15 – Incertezas de medição da atividade de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ .....	86

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO .....	16
2 OBJETIVOS .....	19
3 FUNDAMENTOS.....	20
3.1 Medicina Nuclear.....	20
3.2 Câmara de ionização .....	21
3.2.1 Câmaras de ionização do tipo poço.....	22
3.3 Metrologia.....	25
3.3.1 Metrologia das Radiações Ionizantes .....	25
3.4 Grandezas Dosimétricas .....	27
3.4.1 Dose absorvida ( <b>D</b> ) .....	28
3.4.2 Atividade ( <b>A</b> ).....	28
3.5 Radionuclídeos.....	29
3.5.1 Gálio 67 .....	29
3.5.2 Tálcio 201 .....	30
3.5.3 Iodo 131.....	31
3.5.4 Tecnécio-99-metaestável.....	33
3.6 Simulação de Monte Carlo .....	34
3.6.1 penEasy .....	35
3.6.2 penNuc .....	36
3.6.3 penGeo .....	36
4 MATERIAIS E MÉTODOS .....	37
4.1 Operacionalização da nova sala de testes de ativímetros.....	37
4.2 Sistemas de medições .....	38
4.3 Controle de Qualidade .....	39
4.4 Fontes seladas .....	41
4.5 Simulações de Monte Carlo .....	43
4.5.1 penEasy .....	43
4.5.2 Frasco 10R-Schott.....	44
4.5.3 penNuc .....	46
4.6 Medições experimentais .....	47
4.7 Determinação dos componentes e estimativa das incertezas associadas ao sistema de medição .....	49
5 RESULTADOS E DISCUSSÕES .....	52

5.1 Operacionalização do Laboratório de calibração de Ativímetros.....	52
5.2 Controle de qualidade .....	54
5.3 penNuc .....	56
5.4 PenGeo .....	57
5.5 Resultados da utilização do Método de Monte Carlo para o estudo da variação da posição vertical dentro do ativímetro.....	60
5.6 Resultados da utilização do Método de Monte Carlo para a variação do volume utilizando o frasco 10R-Schott .....	64
5.7 Resultados para as medições experimentais para o estudo da variação da posição vertical dentro do ativímetro.....	65
5.8 Resultados para as medições experimentais para a variação do volume utilizando o frasco 10R-Schott .....	74
5.9 Comparação entre resultados obtidos pelo MMC e medidas experimentais .....	75
5.10 Estimativas das incertezas avaliadas nas medições da atividade no ativímetro .....	84
6 CONCLUSÕES.....	87
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	88

## 1 INTRODUÇÃO

Na prática da medicina nuclear, o conhecimento preciso da atividade dos materiais radioativos que serão administrados aos pacientes é um fator que deve ser considerado para garantir o sucesso dos procedimentos realizados nesta modalidade. Entretanto, devido ao aumento de procedimentos realizados nos Serviços de Medicina Nuclear (SMN), tornou-se cada vez mais inevitável a preocupação com o bom funcionamento dos ativímetros e a com a indicação da atividade que será administrada ao paciente. A utilização segura requerida para este equipamento promove a necessidade de novos estudos e a implantação de técnicas de calibração adequadas e eficientes.

De acordo com a norma CNEN-NN-3.05 (CNEN, 2013), um SMN deve possuir pelo menos um ativímetro, sendo este utilizado de modo obrigatório e diário para a medição prévia da atividade que será administrada no paciente submetido a um exame diagnóstico ou a uma terapia. Deste modo, sem comprometer a rotina de procedimentos de um SMN e evitando danos ao equipamento pesado e delicado para ser deslocado, podemos justificar o favoritismo pela implantação de uma técnica de calibração “*in situ*”.

Um ativímetro é geralmente composto por uma câmara de ionização do tipo poço acoplada a um sistema eletrônico digital (eletrômetro), que permite a leitura direta em termos de atividade (Ci ou Bq) para uma ampla variedade de radionuclídeos pré-selecionados ou para novos radionuclídeos que podem ser adicionados através de um fator de calibração. A maioria destes instrumentos possuem uma boa estabilidade ao longo prazo e seu princípio de operação é simples (IWAHARA, et al., 2013; VERDECIA, 2015).

Para realizar as medições da atividade, o operador do equipamento posiciona o radiofármaco contido em seringas e/ou frasco ao longo do poço de geometria  $4\pi$ , posicionada ao longo de eixo longitudinal dentro de uma cavidade de forma cilíndrica, cercada pelo volume normalmente preenchidos com gás argônio pressurizado, comprimido a cerca de 16 a 20 atmosferas, a fim de maximizar a eficiência de contagem. A passagem da radiação ionizante através do gás dentro da câmara produz uma corrente elétrica, que será convertida em atividade. O valor da atividade demonstrada no visor do eletrômetro pode variar dependendo da posição da fonte no eixo vertical e horizontal do detector. Habitualmente, a fonte é posicionada no fundo do equipamento utilizando-se um suporte específico (*dipper*).

Recentemente foi desenvolvido pelo Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN uma metodologia de calibração *in situ* de medidores de atividade (ativímetros), que pode

ser aplicada tanto ao setor de produção de radiofármacos do IPEN, como nos serviços de medicina nuclear para o radiofármaco  $^{99m}\text{Tc}$  (KUAHARA, 2017). Esta metodologia leva em conta todos os fatores que podem influenciar a resposta de um ativímetro, relativos à geometria, volume e posição do frasco dentro da câmara de poço. De modo geral, o  $^{99m}\text{Tc}$  foi escolhido para o desenvolvimento inicial da metodologia de calibração “*in situ*”. Ao mesmo tempo, outros radiofármacos foram desenvolvidos, produzidos e distribuídos pelo IPEN, como o cloreto de  $^{201}\text{Tl}$ , para estudo da viabilidade cardíaca, o citrato de  $^{67}\text{Ga}$  para diagnóstico de tumores específicos e pesquisa de focos de inflamação e infecção, e o  $^{131}\text{I}$  na terapia e diagnóstico de patologias relacionada a tireoide.

A Resolução-RDC nº63, da ANVISA, publicada em 2009, apenas recomenda a calibração dos ativímetros em intervalos regulares, sendo que a resolução ainda não fornece métodos específicos para que a calibração seja feita. Além disso, devido ao uso de diferentes recipientes, bem como mudanças na densidade das amostras, volume e posição da fonte no poço da câmara, os fatores de correção devem ser determinados para cada amostra, geometria e volume considerando as incertezas associadas. Deste modo, para que se tenha confiança na leitura obtida em um ativímetro, é importante que a calibração seja realizada para o radionuclídeo selecionado e na geometria específica pelo usuário (AAPM, 2012). Portanto, o procedimento proposto neste trabalho contemplou a calibração dos ativímetros para os seguintes radionuclídeo:  $^{99m}\text{Tc}$ ,  $^{131}\text{I}$ ,  $^{201}\text{Tl}$  e  $^{67}\text{Ga}$ .

Para a otimização de medidores de radiação com diferentes configurações/materiais, a simulação computacional tem sido uma importante ferramenta em relação aos métodos experimentais com a vantagem de se obter detalhes para diferentes arranjos e condições que poderiam envolver procedimentos experimentais demorados, complexos e de alto custo (PIANOSCHI, 2008).

A natureza estatística dos processos físicos envolvidos na interação da radiação com a matéria faz com que o uso do método de Monte Carlo (MC) seja uma ferramenta de fundamental importância para os cálculos de energia depositada e dose absorvida, entre outras grandezas de interesse. Além disso, o método de MC permite avaliar a dose em procedimentos diagnósticos e em estudos de qualidade de imagens médicas (YORIYAZ, 2009).

Deste modo, para explorar a eficiência do ativímetro e as incertezas com maior precisão foi utilizado o programa principal modular *penEasy*, de uso geral, baseado no pacote PENELOPE Monte Carlo. De modo geral, o código foi utilizado para validar e comparar os resultados das medidas experimentais, com o intuito de analisar a qualidade dos resultados. As



principais vantagens para a utilização do método são: a variedade de radionuclídeos que podem ser simulados; alteração de diferentes posições da fonte dentro do detector; realização de estudos variando o volume da amostra dentro de diversos frascos (KAKOI, 2013; SEMPAU, 2011; SEMPAU, 2006).

## 2 OBJETIVOS

O objetivo principal deste trabalho foi a caracterização de fontes de referência para a calibração de ativímetros com validação utilizando simulações de Monte Carlo.

Para esta finalidade, foi necessário atingir os seguintes objetivos específicos:

- a. Estudar os ativímetros que estão abrigados no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI), para o aprendizado relacionado à parte experimental (familiarização com os equipamentos, leitura de manuais e procedimentos) e à simulação de Monte Carlo (contato inicial com o código de Monte Carlo e modelagem);
- b. Operacionalizar o novo laboratório de ativímetros localizado no LCI.
- c. Realizar por meio do código de simulação PENELOPE/penEasy, a caracterização dos radionuclídeos a serem utilizados como fontes de referência para a calibração dos ativímetros, considerando alguns dos fatores de influência para cada radionuclídeo de interesse;
- d. Comparar as respostas computacionais da simulação de MMC utilizando a modelagem de uma câmara de ionização CRC-25R com os resultados experimentais obtidos.

### 3 FUNDAMENTOS

Este capítulo apresenta alguns trabalhos relevantes encontrados na literatura e trabalhos de autores que fazem o uso de temas relacionados à: Medicina Nuclear, Ativímetros, Metrologia das radiações ionizantes e Simulação de Monte Carlo.

#### 3.1 Medicina Nuclear

A Medicina Nuclear tornou-se uma das especialidades médicas mais importantes e inovadoras nos diagnósticos e terapias no decorrer da última década. As principais razões para esse sucesso são: o crescente desenvolvimento de materiais radioativos na forma de compostos específicos para os estudos da fisiologia e do metabolismo do corpo humano; e da capacidade de centros especializados em produzir e aplicar esses materiais de forma segura, na quantidade exata para a realização dos procedimentos (IAEA, 2006 e VERDECIA, 2015).

Essa modalidade possui o favoritismo e destaca-se em relação às diversas áreas da radiologia por apresentar vantagens como: detecção precoce de inúmeras patologias, evidenciando alterações morfológicas antes de serem visualizadas as alterações anatômicas, e por meio da realização de tratamentos com o acúmulo da substância radioativa na região patológica, resultando a morte celular das células malignas (OLIVEIRA, 2013).

Sendo minimamente invasivos e aplicados em pequenas quantidades, os materiais radioativos são administrados *in vivo* por meio das vias intravenosa, intradérmica, intratecal (aplicação via subaracnóidea, ou injeção de substância no canal raquideano), inalatória ou oral, com a finalidade de apresentar a distribuição fisiológica de determinados órgãos. Estes materiais radioativos são administrados na sua composição química pura (radionuclídeo) ou após sofrerem ligação química com um substrato (radiofármaco) (ZIESSMAN e O'MELLY, 2013; RODRIGUES e DE SÁ 2017; DA COSTA, 2018).

Dependendo do fármaco ao qual o radionuclídeo está ligado, pode-se associá-los à área de estudo por meio da afinidade química, tamanho molecular e/ou pela capacidade de não ser absorvido na região de estudo. Deve-se ressaltar que, dentro de um Serviço de Medicina Nuclear (SMN), os radionuclídeos que emitem partículas  $\beta^-$  ou  $\alpha$  serão empregados para a realização de procedimentos terapêuticos e os que emitem radiação  $\gamma$  ou  $\beta^+$  serão utilizados em procedimentos de diagnósticos (ZIESSMAN e O'MELLY, 2013; DE ANDRADE, 2014).

Alguns materiais radioativos como o iodo, o tálio e o gálio podem ser considerados como radiofármacos. A justificativa adequada para estas exceções é que estes materiais

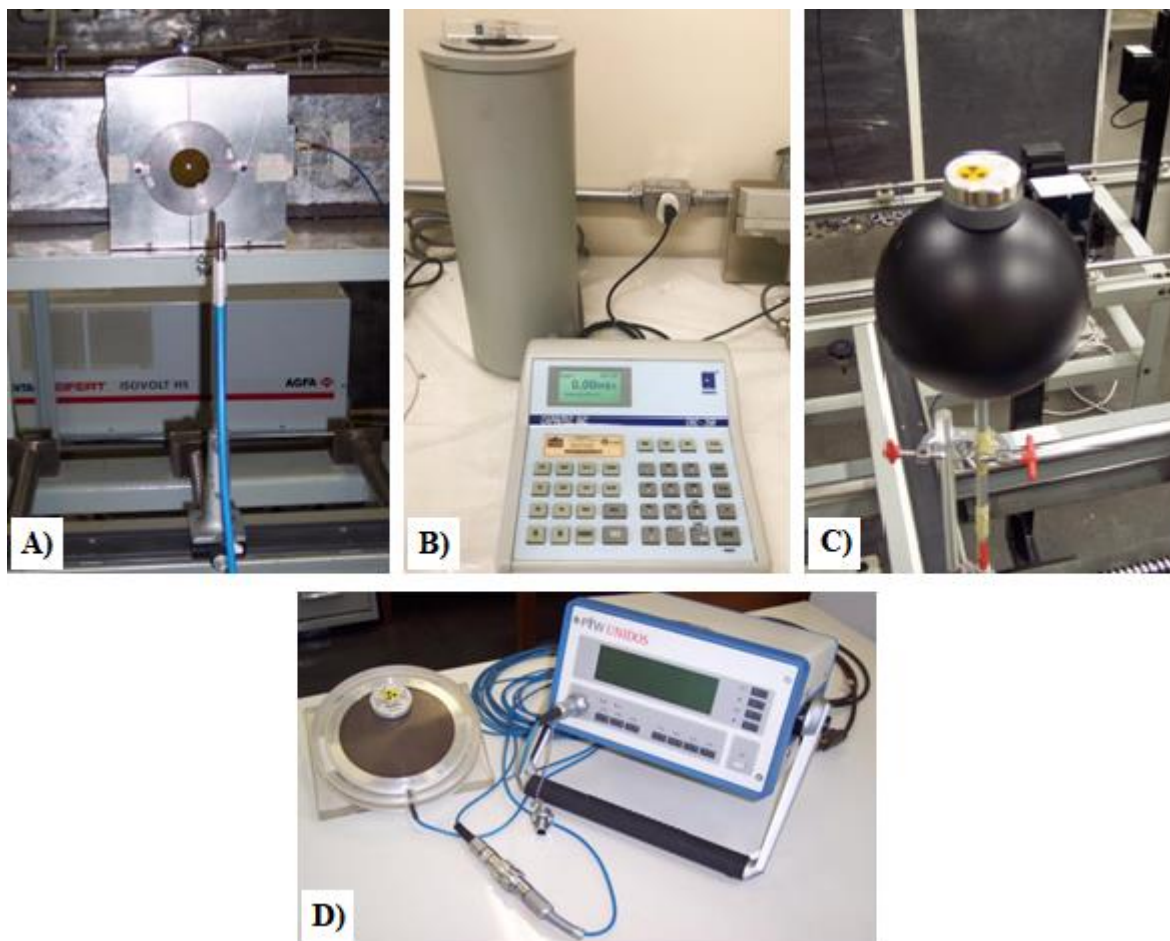
radioativos específicos possuem os próprios átomos radioativos atribuídos à propriedade de afinidade com algumas localizações ou patologias estudadas na medicina nuclear, como a tireóide, o miocárdio e inflamação e/ou infecção, respectivamente. Por outro lado, comumente, a maioria dos radiofármacos é descrita como uma combinação de um radionuclídeo (nuclídeo instável) associado a uma molécula biologicamente ativa ou a um fármaco (ZIESSMAN e O'MELLY, 2013).

De modo geral, antes da realização de qualquer procedimento na medicina nuclear, seja no diagnóstico como na terapia, deve-se garantir que a quantidade administrada de qualquer material radioativo ao paciente seja adequada e eficiente. Com isto, deve-se sempre considerar o princípio básico da otimização da proteção radiológica, assegurando a qualidade do procedimento e a segurança do paciente evitando doses elevadas no organismo ou a necessidade de doses adicionais. Sendo assim, a atividade que será administrada a cada paciente no SMN deve ser verificada em um ativímetro, equipamento que utiliza uma câmara de ionização do tipo poço como detector da radiação (IWAHARA et al., 2009; VÁSQUEZ et al., 2014).

### **3.2 Câmara de ionização**

As câmaras de ionização (CI) podem ser produzidas de diversas formas, tamanhos e dimensões variadas (Figura 1). Pode-se dizer que as CI são construídas de acordo com as suas especificações de uso, as quais justificam a ampla variedade de modelos no mercado comercial. O que as tornam semelhantes entre si é o modo de detecção da radiação. De modo geral, as CI são projetadas para serem sensíveis à passagem da radiação, que ao transferir a sua energia, produzirá pares de íon-elétron que serão coletados pelos eletrodos, em seguida o movimento de cargas elétricas através da câmara induz uma corrente elétrica no circuito externo conectado à câmara e por fim esta corrente, ou variação da corrente, será medida (KNOLL, 2000).

Figura 1 – Tipos de câmara de ionização. A) Câmara de Ionização do tipo dedal; B) Câmara de Ionização do tipo poço; C) Câmara de Ionização esférica para Radioproteção; D) Câmara de Ionização monitora.



Fonte: Autora da dissertação.

Dentre os detectores de radiação, as câmaras de ionização são equipamentos altamente confiáveis, sendo os primeiros métodos desenvolvidos para esta finalidade. Atualmente, as CI são consideradas padrão de referência para dosimetria de feixes de radiação nas áreas de radioterapia, radiodiagnóstico e nos laboratórios de calibração de instrumentos (NEVES, 2013; FERNANDES, 2017).

### 3.2.1 Câmaras de ionização do tipo poço

As câmaras de ionização do tipo poço, possuem uma geometria cilíndrica, fazendo com que este tipo de câmara seja um sistema de detecção  $4\pi$  a gás, isso porque o seu poço coaxial, por onde pode-se introduzir a amostra radioativa, permite que o ângulo sólido subtendido pelo detector em relação à fonte seja de aproximadamente  $4\pi$ . Deste modo, devido a sua geometria, esse tipo de câmara possui uma região específica dentro do poço onde a resposta é

praticamente constante, o que permite a medida de amostras não puntiformes, como, por exemplo, soluções radioativas em ampolas de vidro (IWAHARA, et al., 2013).

Na Figura 2 são apresentados alguns modelos de CI tipo poço disponíveis no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), as quais apresentam a vantagem de alta sensibilidade e estabilidade de resposta em longo prazo, tendo como princípio de funcionamento a interação da radiação, emitida por uma fonte radioativa inserida no poço, ionizando o volume sensível da câmara preenchido por moléculas de gás, mais comumente de argônio ou nitrogênio, sempre a uma pressão maior do que a atmosfera, gerando uma boa eficiência na medição (SANTOS, 2019; VERDECIA, 2015; DE ANDRADE, 2014).

Figura 2 – Tipos de câmaras de ionização do tipo poço fabricadas pela Capintec.



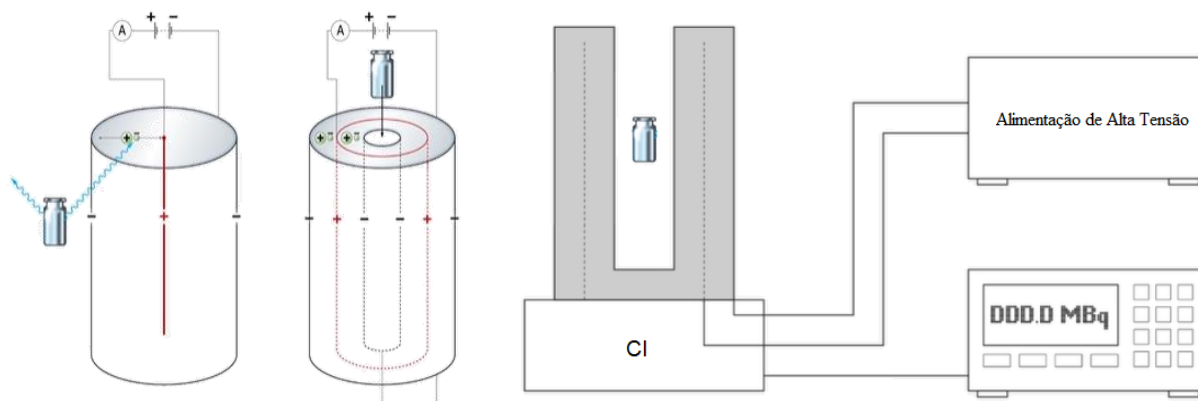
Fonte: Autora da dissertação.

É importante ressaltar que o processo de medição que ocorre a partir da corrente de ionização gerada pelos efeitos da radiação, trata-se de um método indireto de medição ou método relativo. Esse método, para ser empregado, necessita de uma calibração prévia com padrões de referência (DE ANDRADE, 2014).

Visto na Figura 3, quando a radiação ionizante passa pelo o detector, se obtém a aplicação de uma diferença de potencial entre o eletrodo central e as paredes da câmara construídas de alumínio que confinam o volume de gás, as cargas positivas e negativas são atraídas pelos eletrodos, gerando uma corrente elétrica. A corrente elétrica gerada é proporcional à quantidade de íons, sendo assim os números de íons produzidos estão

relacionados com a energia depositada pela radiação na câmara. Dependendo de sua construção e campo de aplicação, os elétrons e íons podem ser coletados sob a forma de corrente ou de pulso (IWAHARA, et al., 2013; VERDECIA, 2015).

Figura 3 – Componentes e disposição dos eletrodos em câmaras de ionização cilíndricas.



Fonte: Disponível em:

< [https://elearning.npl.co.uk/pluginfile.php/13599/mod\\_resource/content/4/Printable%20slides.pdf](https://elearning.npl.co.uk/pluginfile.php/13599/mod_resource/content/4/Printable%20slides.pdf)>. Acesso em: 16.12.2021.

Nos SMN, as CI do tipo poço, quando associadas a um circuito eletrônico apropriado, que permite os dados serem exibindo em seu visor nas unidades de medida becquerel (Bq) ou curie (Ci), são identificadas como calibradores de dose, medidores de atividade, curiômetros ou ativímetros. A norma CNEN-NN-3.05 (2013) denomina este instrumento como curiômetro, entretanto o termo ativímetro vem sendo mais utilizado atualmente em diversas publicações. Deste modo, neste trabalho iremos adotar a denominação ativímetro.

A atividade ( $A$ ) de uma amostra radioativa é representada pelo número de transformações nucleares que ocorrem na amostra por unidade de tempo, denominada *becquerel* ( $Bq$ ) =  $s^{-1}$  no Sistema Internacional. A unidade antiga, em *curie* ( $Ci$ ), ainda em uso em equipamentos mais antigos ou produzidos em alguns países específicos como os EUA, é a unidade equivalente ao número de transformações por segundo em um grama de  $^{226}\text{Ra}$ , dada por  $3,7 \cdot 10^{10}$  transformações por segundo. Portanto, podemos concluir que 1 Ci é equivalente a  $3,7 \cdot 10^{10}$  Bq (TAUHATA, et al., 2013). Neste trabalho iremos adotar a unidade Ci, visto que a produção de radiofarmácia do IPEN utiliza os seus equipamentos nesta unidade.

### 3.3 Metrologia

De acordo com o Vocabulário Internacional de Metrologia (VIM), a metrologia é definida como a ciência da medição e suas aplicações. Para complementar esta definição, foi acrescentado no vocabulário uma nota ressaltando que: “*A metrologia engloba todos os aspectos teóricos e práticos da medição, qualquer que seja a incerteza de medição e o campo de aplicação*” (VIM, 2012, pg.16).

#### 3.3.1 Metrologia das Radiações Ionizantes

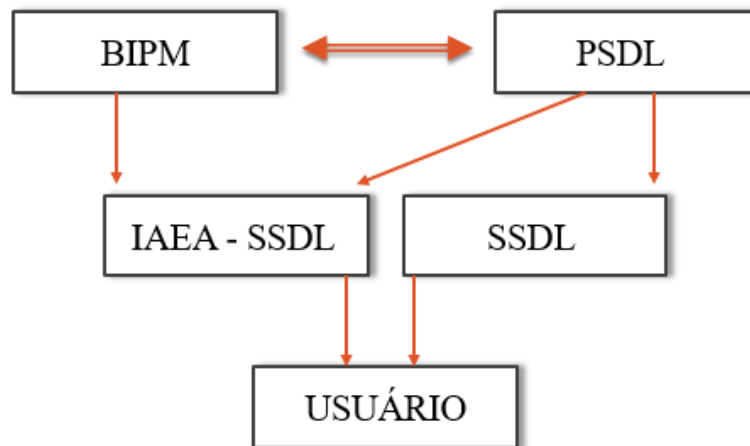
A confiabilidade das medições das radiações ionizantes pode ser alcançada por meio da rastreabilidade de medição de sua cadeia metrológica, esta cadeia tem como objetivo obter a garantia das medições dentro do sistema de hierarquia de calibração imposto.

A cadeia de rastreabilidade metrológica é uma sequência de padrões e calibração utilizada para relacionar um resultado de medição a uma referência, geralmente por padrões nacionais ou internacionais, por meio de uma cadeia contínua de comparações, sendo todas com incertezas estabelecidas (VIM, 2012).

As definições das unidades básicas de medida do Sistema Internacional de Unidade (SI) encontram-se no topo da hierarquia do sistema metrológico. Em seguida, no próximo elemento da hierarquia, está situado o *Bureau International des Poids et Mesures* (BIPM), organização internacional de metrologia, localizada fisicamente na França e que é responsável por assegurar a prática da metrologia de maior exatidão e por guardar os padrões internacionais de medida e disseminar as unidades do Sistema Internacional (SI) aos laboratório nacionais – *National Measurement Institute* (NMI). Ao NMI cabe a guarda dos padrões nacionais e a disseminação das unidades SI para os padrões de referência dos laboratórios ~~primários~~ credenciados de calibração de seus respectivos países, que tanto pode ser um *Primary Standard Dosimetry Laboratory*, PSDL (Laboratório Padrão Primário de Dosimetria), como um *Secondary Standard Dosimetry Laboratory*, SSDL (Laboratório Padrão Secundário de Dosimetria). Cabe ao NMI participar, das comparações-chaves para assegurar a rastreabilidade dos padrões e medições dos laboratórios credenciados. A Figura 4 traz uma representação simplificada da cadeia metrológica internacional (RODRIGUES, 2009).



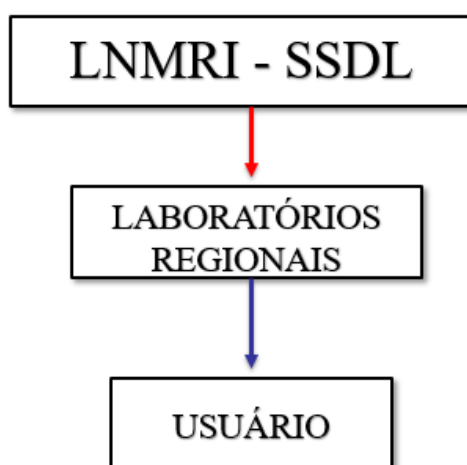
Figura 4 – Cadeia metrológica internacional (representação simplificada)



Fonte: Autora da dissertação.

De uma maneira geral, os laboratórios secundários (SSDL) são responsáveis pela qualificação e calibração de outros instrumentos. Os padrões de referência dos laboratórios secundários são calibrados em relação aos padrões de referência dos laboratórios de calibração primários. No Brasil, o Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, LNMRI, representa a maior qualidade metrológica nacional e, como SSDL, faz parte da rede internacional de laboratórios secundários coordenada pela *International Atomic Energy Agency*, IAEA. Desta forma o LNMRI é o responsável pela calibração dos padrões de referência dos laboratórios regionais brasileiros. No momento existem 7 laboratórios regionais credenciados pelo Comitê de Avaliação dos Serviços de Ensaio e Calibração, CASEC. A Figura 5 demonstra, de uma maneira simplificada, a cadeia metrológica nacional. Na base da estrutura, situam-se os padrões de trabalho dos usuários, cuja calibração também provém dos padrões de referência dos laboratórios de calibração secundários ou regionais credenciados. Contudo, para garantir um sistema metrológico satisfatório, torna-se necessário que os programas nacionais de comparação entre os laboratórios regionais sejam interligados com o programa de comparações-chave do BIPM (RODRIGUES, 2009).

Figura 5 – Cadeia metrológica nacional. LNMRI: Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes. SSDL: Secondary Standard Dosimetry Laboratory.



Fonte: Autora da dissertação.

Segundo CORREIA (2011), a calibração de um ativímetro pode ser feita de duas formas, estes métodos são classificados como absolutos ou diretos e relativos ou indiretos:

- Calibração absoluta/direta: é realizada por meio da utilização de soluções radioativas padrões, provenientes de um laboratório nacional ou de algum outro laboratório que seja rastreado metrologicamente a ele; o resultado da medição da atividade de uma fonte é obtido através da contagem direta do equipamento, sem a necessidade de nenhum tipo de comparação com outra fonte. Tem como resultado a produção de padrões primários ou absolutos.
- Calibração relativa /indireta: Diferente da calibração direta, este tipo de calibração faz-se necessária a comparação entre as medições com uma atividade de referência, colocadas no ativímetro de referência e no aparelho que se deseja calibrar em condições reprodutíveis (mesmo volume, mesma geometria, mesma posição).

### 3.4 Grandezas Dosimétricas

Devido a necessidade de quantificar a radiação que interage em um determinado meio, foram definidas pela *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) e pela *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) grandezas relacionadas à dosimetria das radiações.

As grandezas dosimétricas são aquelas que proporcionam uma medição física que se correlacione com os efeitos da radiação, bem como seus limites associados aos possíveis riscos. Destacamos apenas as grandezas dosimétricas apresentadas e definidas na Publicação ICRU (1998) de relevância em dosimetria das radiações que permitem a melhor compreensão deste trabalho.

### 3.4.1 Dose absorvida ( $D$ )

Em geral, pode-se definir a dose absorvida como um efeito de interação da radiação com a matéria e transferência de energia, onde ao emitir radiação, uma parte da energia é absorvida por uma determinada massa daquele volume atingido, a dose absorvida pode ser representada matematicamente por energia média depositada  $dE$  pela massa do volume  $dm$  em um ponto de interesse, como demonstrado na Equação 1:

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (\text{Equação 1})$$

Esta grandeza está diretamente ligada aos efeitos biológicos causados pela interação da radiação com a matéria, sendo a de maior importância no estudo da radiobiologia, radiologia e proteção radiológica (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

### 3.4.2 Atividade ( $A$ )

De acordo com TAUHATA, et al., (2013) a taxa de mudanças dos átomos instáveis em um determinado instante é denominada como atividade. A atividade ( $A$ ) de uma amostra radioativa é representada pelo número de transformações nucleares que ocorrem na amostra por unidade de tempo, denominada *becquerel* ( $Bq$ ) =  $s^{-1}$  no Sistema Internacional. A unidade antiga, em *curie* ( $Ci$ ), ainda em uso em equipamentos mais antigos ou produzidos em alguns países específicos como os EUA, é a unidade equivalente ao número de transformações por segundo em um grama de  $^{226}\text{Ra}$ , dada por  $3,7 \cdot 10^{10}$  transformações por segundo. Portanto, podemos concluir que  $1 Ci$  é equivalente a  $3,7 \cdot 10^{10} Bq$  (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

O tempo de meia-vida refere-se ao tempo necessário para que metade dos átomos presentes em uma amostra radioativa decaiam pela metade, logo podemos expressar a atividade

$A(t)$  chamando de  $n(t)$  o número de átomos existentes numa amostra, no instante  $t$ , e  $\lambda$  constante de desintegração, como demonstrado na Equação 2:

$$A(t) = \frac{dn(t)}{dt} = -\lambda n(t) \quad \text{(Equação 2)}$$

### 3.5 Radionuclídeos

Os radionuclídeos de interesse neste trabalho são o  $^{67}\text{Ga}$ , o  $^{201}\text{Tl}$ , o  $^{131}\text{I}$  e o  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ . Estes radionuclídeos são considerados os de maior interesse para o centro produtor de radiofármacos do IPEN. Serão apresentadas as principais aplicações, meios de produção e esquemas de desintegração dos radionuclídeos utilizados para a obtenção dos resultados. A Tabela 1 apresenta um breve resumo dos radionuclídeos que serão utilizados ao longo deste estudo.

Tabela 1 – Características principais dos radionuclídeos  $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{131}\text{I}$  e  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ .

Radionuclídeos	Modo de Decaimento	Energia Média (keV)	Meia-vida
$^{67}\text{Ga}$	Captura eletrônica	176,19	78,3 horas
$^{201}\text{Tl}$	Captura eletrônica	155,55	73,1 horas
$^{131}\text{I}$	$\beta^-$	378,28	8,02 dias
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	Transição interna	141,51	6,02 horas

Fonte: Autora da dissertação.

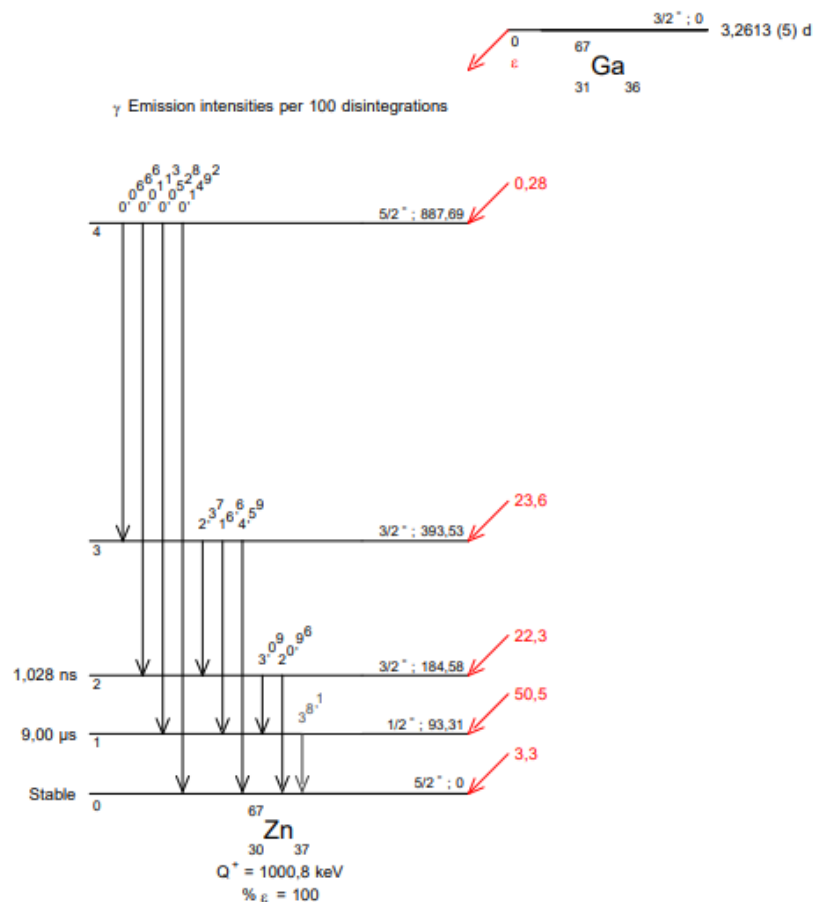
#### 3.5.1 Gálio 67

Disponível na forma química citrato de gálio, o  $^{67}\text{Ga}$  apresenta um papel importante na medicina nuclear, cumprindo a demanda para detecção de inflamação e infecção em pacientes com febre de origem desconhecida; avaliação de pacientes com processo inflamatório linfocítico ou granulocítico e indicação de prognóstico em pacientes com linfoma de Hodgkin e não-Hodgkin. Outros tumores também são captados pelo citrato de gálio, incluindo câncer de pulmão, cabeça e pescoço, carcinoma hepatocelular, tumores de células germinativas, neuroblastomas, sarcomas, mieloma múltiplo e melanoma (DE LIMA e LAPA, 2008; IPEN, 2019).

Produzidos em ciclotron, por meio da irradiação de alvos de zinco enriquecidos eletro depositados em placas de cobre niqueladas, mediante a reação  $^{68}\text{Zn}(p,2n)^{67}\text{Ga}$ , esse

radionuclídeo apresenta uma meia-vida física de 78,3 horas, ou seja, aproximadamente 3,261 dias, desintegrando-se pelo processo de captura eletrônica para os níveis excitados do  $^{67}\text{Zn}$  com emissão de três fótons primários de 93,3 keV, 184,6 keV e 393,5 keV, visto na figura 6 (BÉ et. al., 2010; IPEN, 2019).

Figura 6 – Decaimento radioativo do  $^{67}\text{Ga}$ .

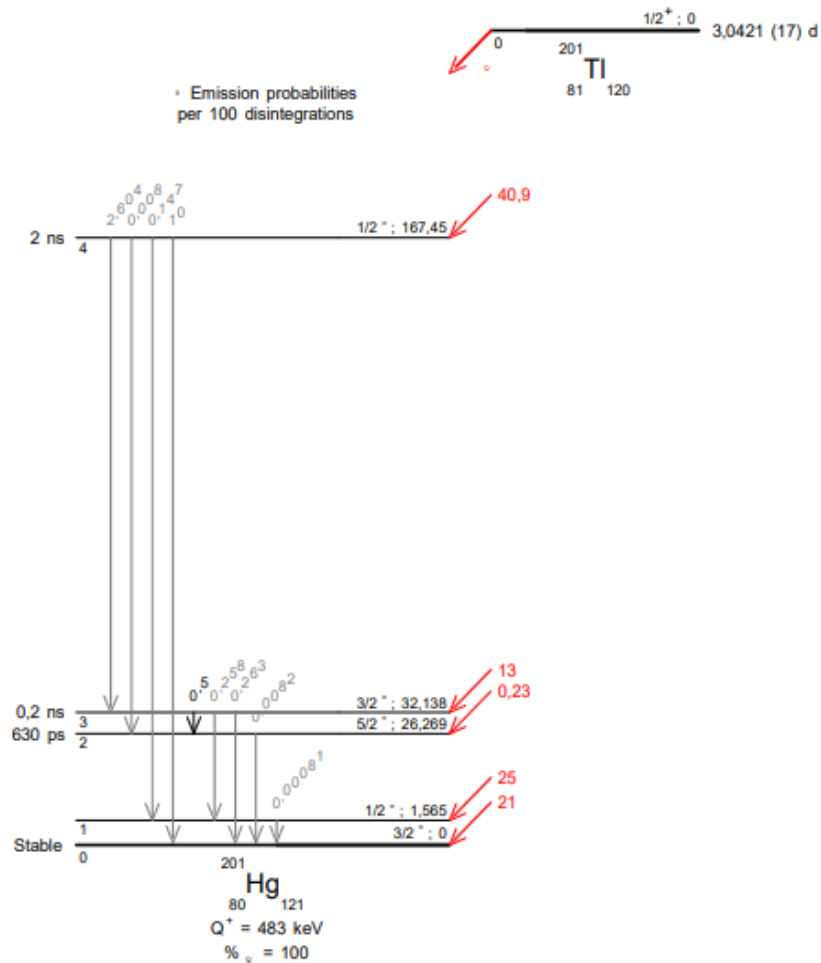


Fonte: Disponível em: < [http://www.lnhb.fr/nuclides/Ga-67\\_tables.pdf](http://www.lnhb.fr/nuclides/Ga-67_tables.pdf)>. Acesso em: 12.04.2021.

### 3.5.2 Tálcio 201

De acordo com IPEN (2019), o cloreto de tálcio ( $^{201}\text{Tl}$ ) utilizado na medicina nuclear é indicado para a detecção de infartos e obstruções, além de imagem das paratireoides e imagem tumoral. O cloreto de tálcio, apresenta uma meia-vida física de 73,1 horas e é produzido em ciclotron, pelo processo visto na Figura 7. O  $^{201}\text{Tl}$  decai por captura eletrônica para Mercúrio-201 ( $^{201}\text{Hg}$ ), emitindo em seu processo de decaimento, predominantemente, radiação X na faixa energética de 68 a 80 keV e emissão de fótons gama de 167 keV e 135 keV.

Figura 7 – Decaimento radioativo do  $^{201}\text{Tl}$ .



Fonte: Disponível em: < [http://www.lnhb.fr/nuclides/Tl-201\\_tables.pdf](http://www.lnhb.fr/nuclides/Tl-201_tables.pdf)>. Acesso em: 12.04.2021.

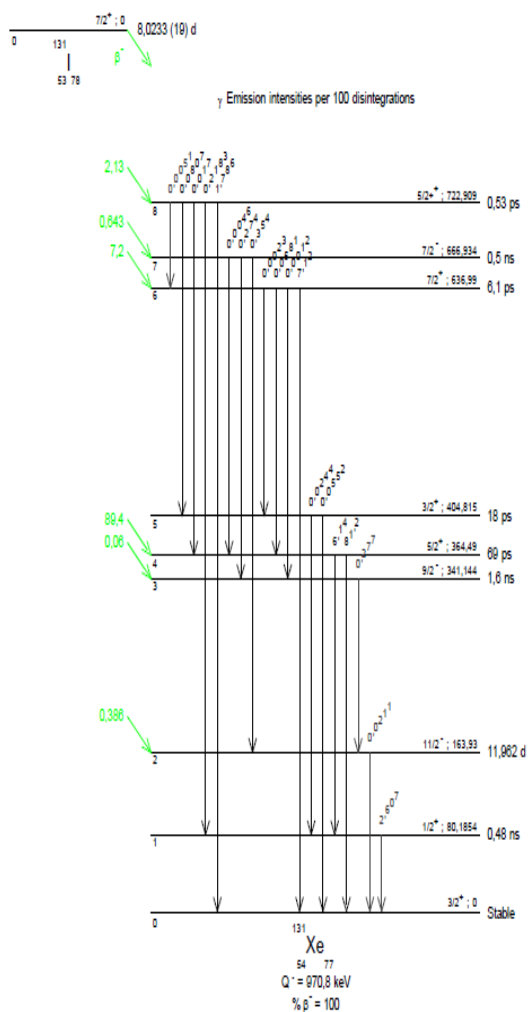
### 3.5.3 Iodo 131

Disponível na forma química de Iodeto de sódio, o  $^{131}\text{I}$  foi primeiro radionuclídeo comercialmente disponível em 1950 para as aplicações médicas. De forma experimental, em 1959, o IPEN foi pioneiro na produção do Iodeto de sódio no Brasil. Sua principal aplicação era voltada a grande parte dos estudos clínicos da época, o estudo da glândula tireóide (MORAES, 2018; IPEN, 2019).

Atualmente, o  $^{131}\text{I}$  é utilizado para aquisição de imagens cintilográficas e terapias, permitindo tratamento de doenças benignas e malignas com o acúmulo de alta atividade nas células da tireóide (IPEN, 2019).

Com tempo de meia vida de 8,02 dias, o  $^{131}\text{I}$  pode ser produzido por meio da reação de fissão em alvos de  $^{235}\text{U}$  ou em cíclotrons pela reação  $^{130}\text{Te}(d,n)^{131}\text{I}$ . No IPEN o  $^{131}\text{I}$  é produzido em um reator, bombardeado com nêutrons. Assim o telúrio-130 se transforma em telúrio-131, que decai em iodo-131 por emissão de  $\beta^-$  com energia média das partículas de 606 keV e energia dos fótons gama utilizado no diagnóstico por imagens de 364 keV. Por sua vez, o  $^{131}\text{I}$  decai por emissão de  $\beta^-$  para um estado nuclear excitado de  $^{131}\text{Xe}$ , que por fim decai emitindo radiação gama, demonstrado na Figura 8 (BÉ, 2016 e IPEN, 2019).

Figura 8 – Decaimento radioativo do  $^{131}\text{I}$ .



Fonte: Disponível em: < [http://www.lnhb.fr/nuclides/I-131\\_tables.pdf](http://www.lnhb.fr/nuclides/I-131_tables.pdf)>. Acesso em: 12.04.2021.

### 3.5.4 Tecnécio-99-metaestável

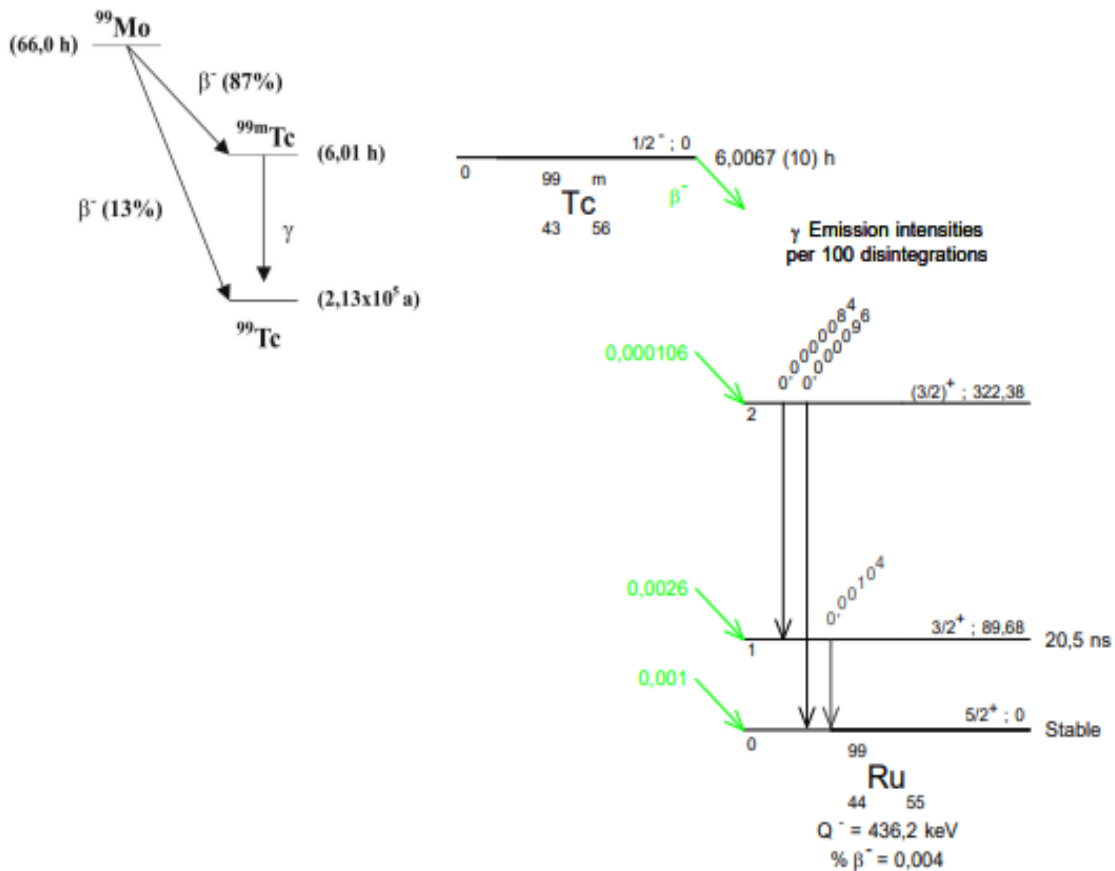
Segundo De Lima e Lapa 2008, o tecnécio (Tc) vem do grego *tecbnetos* que significa artificial. Na tabela periódica o tecnécio é visto como elemento 43, um metal de transição, todos os isótopos deste elemento são radioativos.

Responsável por aproximadamente 90% da demanda de exames, o  $^{99m}\text{Tc}$  possui excelentes propriedades nucleares que colaboram com o crescimento da modalidade. De acordo com De Lima e Lapa (2008), esse radionuclídeo destaca-se em relação aos outros por apresentar vantagens como: possibilidade de ligar-se quimicamente, a uma grande variedade de compostos (formando radiofármacos), ou a elementos celulares, possibilitando o estudo de múltiplos órgãos, tecidos, funções e patologias, por possuir tempo de meia vida relativamente curto ( $T_{1/2}$  de 6 horas), provocando uma baixa exposição radioativa ao paciente e emissão de fótons  $\gamma$  com energia de 140 keV, obtendo à detecção adequada do radionuclídeo com a câmara gama.

Devemos ressaltar por outro lado, que a grande vantagem da utilização desse radionuclídeo deve-se também ao fato da produção diária *in situ* por meio de um gerador. Este método foi desenvolvido em 1958 por um grupo de pesquisadores da equipe de Brookhaven National Laboratory – USA, o qual baseia-se na existência de um “pai” de período longo que decai para o radionuclídeo filho com um período pequeno. No IPEN, o  $^{99m}\text{Tc}$  é produzido por meio de um gerador  $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$ , composto por uma coluna cromatográfica com conteúdo de alumina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), onde o  $^{99}\text{Mo}$  de fissão é absorvido. Como esquematizado na Figura 9, o nuclídeo pai  $^{99}\text{Mo}$  possui a meia-vida de 66 h e decai para o filho  $^{99m}\text{Tc}$  contendo meia-vida de 6 horas. O tempo de eluição é de aproximadamente 50 segundos e o volume eluído é de aproximadamente 6 ml. Devido à baixa afinidade do filho pela alumina, esse pode ser eluído facilmente da coluna mediante passagem de solução de cloreto de sódio 0,9% estéril (LIMA, 2008; IPEN, 2019).



Figura 9 – Decaimento radioativo do  $^{99m}\text{Tc}$ .



Fonte: Disponível em: < [http://www.lnhb.fr/nuclides/Tc-99m\\_tables.pdf](http://www.lnhb.fr/nuclides/Tc-99m_tables.pdf)>. Acesso em: 12.04.2021.

### 3.6 Simulação de Monte Carlo

Durante a segunda guerra mundial, no período do Projeto Manhattan (programa americano de pesquisa e desenvolvimento que produziu as primeiras bombas atômicas) a simulação de Monte Carlo foi sugerida para solucionar problemas com a multiplicação dos nêutrons em processo de fissão (BIELAJEW, 2001).

Deste modo, originando a motivação inicial deste método, as aplicações eram voltadas para o transporte de radiação, especificamente para armas nucleares. Atualmente, podemos descrever o Método Monte Carlo (MMC) como uma ferramenta matemática utilizada com frequência em diversos segmentos da ciência. Esse método apresenta características essenciais, como o uso de técnicas de amostragem de funções estatísticas com significado físico do processo de interação das partículas com o meio usando números pseudo-aleatórios para chegar à solução de problemas físicos (BIELAJEW, 2001; YORIAZ, 2009).

Desta forma, enquanto métodos determinísticos têm a busca por valores não aleatórios para solucionar problemas físicos, o MMC busca a solução de problemas por meio de valores próximos do real, fazendo o uso de sequências de números pseudo-aleatórios para a realização de uma simulação, utilizando técnicas de amostragem baseadas nas leis de probabilidade e estatística vinculadas a sessões de choque dos processos de interações para caracterizar um fenômeno, sendo então um método estocástico, ou seja, o que associa a técnica ser estocástica, é a natureza probabilística do uso de informações estatisticamente associadas com um certo nível de concordância com os experimentos reais (METROPOLIS, 1987; YORIAZ, 2009; ANTUNES, 2010).

Em termos de transporte de radiação, o processo estocástico pode ser visto como uma família de partículas cujas coordenadas de cada uma delas individualmente mudam aleatoriamente em cada colisão em seu caminho. O comportamento médio dessas partículas é descrito em termos de grandezas macroscópicas como fluxo ou densidade de partículas. O valor esperado destas grandezas corresponde à solução determinística da equação de Boltzmann, esta equação governa o sistema do método e iniciou os estudos sobre o transporte de radiação e as possíveis interações das radiações com a matéria (YORIAZ, 2009).

Por outro lado, mesmo mostrando-se altamente eficaz e preciso já nos anos de 1940, o MMC demandava muito tempo para a realização dos cálculos necessários para a simulação. A solução para este problema veio apenas em 1950, quando já era possível ter acesso aos computadores, permitindo com que os códigos obtivessem a redução desse longo tempo. Devido aos avanços tecnológicos, houve uma crescente motivação nos estudos sobre novos sistemas de simulação utilizando o MMC para o transporte de radiação, aumentando de forma significativa o número de publicações e estudos utilizando esta ferramenta que hoje é cada vez mais utilizada (YORIAZ, 2009 e SALVAT et al., 2018).

### **3.6.1 penEasy**

O programa principal penEasy é um software aberto e gratuito, escrito em FORTRAN, que visa facilitar o uso do código PENELOPE, oferecendo um conjunto de fontes de radiação, *tallies* e técnicas de redução de variância que são chamadas a partir de um código estruturado (KAKOI, 2013). Devido ao grande interesse em simular fontes radioativas no MMC, o penEasy disponibiliza um recurso que permite a amostragem aleatória da cascata completa de decaimento de vários radionuclídeos, possibilitando a consideração de fontes radioativas, chamado de penNuc.

### **3.6.2 penNuc**

O pacote penNuc, é uma biblioteca de rotina que permite a amostragem aleatória da cascata completa de decaimento de vários radionuclídeos. A subrotina FORTRAN pacote penNuc simula o decaimento nuclear usando informações do nuclídeo, sendo algumas delas: possível desintegração e relações de ramificação, energias e meias-vidas, tipos e energias das partículas emitidas e entre outros parâmetros (GARCÍA-TORAÑO et al., 2019).

García-Toraño et al (2017) compararam a subrotina FORTRAN pacote penNuc com outros códigos, os autores afirmam que este recurso colabora para uma solução prática, sendo que a grande maioria dos códigos não possibilitam a consideração de fontes radioativas, sendo mais comum o usuário definir o esquema completo do decaimento do radionuclídeo e fornecer uma sub-rotina dedicada que gera caminhos de decaimentos aleatórios como solução alternativa.

### **3.6.3 penGeo**

O penEasy conta com um pacote próprio para criar a geometria separado do arquivo de *input*. O arranjo experimental do ativímetro, frascos 10R-Schott e acessórios foram desenhados utilizando o pacote penGeo baseado em quádras, possibilitando reescalar, orientar e descolar a geometria de maneira a serem utilizados nas simulações deste estudo.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 Operacionalização da nova sala de testes de ativímetros

O Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) foi construído próximo ao setor de gerenciamento e armazenamento de rejeitos radioativos e do centro produtor de radiofármacos do IPEN. Demonstrado na Figura 10, esta nova instalação foi planejada visando à necessidade de transportar os materiais radioativos de seu local de produção ao laboratório de calibração de forma acessível e segura, assim como o envio de resíduos radioativos ao seu repositório final, caso seja necessário.

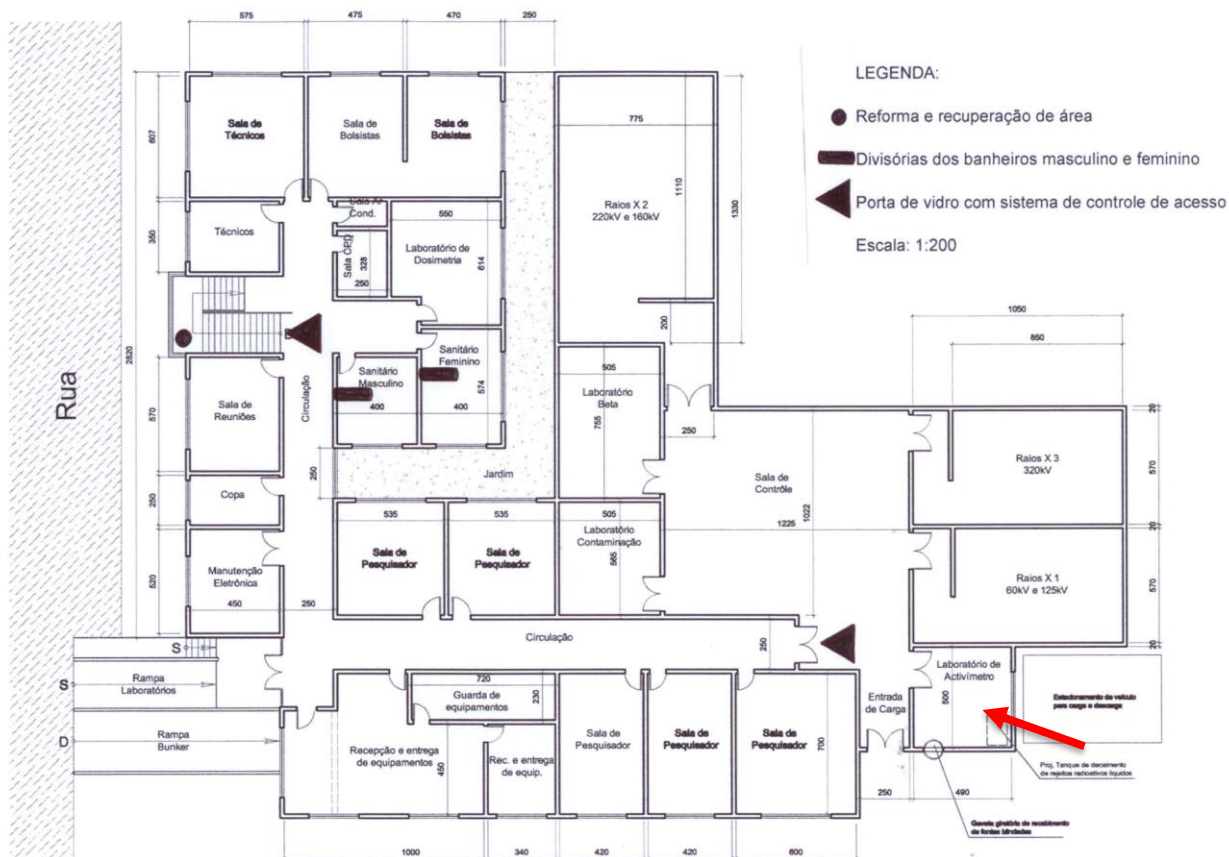
Com o grande interesse em uma implantação de novos métodos de calibração para ativímetros em todo o país, tornou-se necessária a implantação de uma instalação própria. O novo laboratório, ilustrado na Figura 11, foi construído na ampliação da antiga instalação de calibração de monitores portáteis, pertencente ao Centro de Metrologia das Radiações Ionizantes (MARTINS, 2020).

Figura 10 – Localização do novo Laboratório de calibração de instrumentos (LCI).



Fonte: Google Earth e autora da dissertação.

Figura 11 – Ocupação do prédio Centro de Metrologia das Radiações com a nova instalação para testes em ativímetros localizada no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI).



Fonte: Centro de Metrologia das Radiações e autora da dissertação.

## 4.2 Sistemas de medições

O laboratório de calibração de ativímetros abriga três câmaras de ionização do tipo poço, sendo elas o sistema de referência padrão secundário do LCI, rastreável ao National Physical Laboratory (NPL), Inglaterra, da marca Capintec, número de série 111113 e dois padrões terciários CRC-25R e CRC-15BT que são utilizados como padrão de trabalho, também da marca Capintec, números de série 252669 e 180020, respectivamente. Para este trabalho foi utilizado o ativímetro padrão terciário CRC-25R, ilustrado na Figura 12, composto por uma câmara de ionização do tipo poço, um eletrômetro e duas estruturas de acrílico, uma denominada como proteção fixa, tendo como função proteger as paredes internas do poço, prevenindo que possíveis contaminações acidentais possam comprometer o funcionamento do detector; a outra peça de acrílico é uma estrutura móvel, chamada “*deeper*” que tem a função de posicionar o material radioativo dentro da câmara.

Figura 12 – Ativímetro padrão terciário CRC-25R com os acessórios de acrílico.



Fonte: Autora da dissertação.

### 4.3 Controle de Qualidade

O campo da metrologia de radionuclídeos desempenha um papel importante no âmbito da medicina. Tiezzi destaca a importância da implementação de programas de garantia da qualidade (TIEZZI, 2016), sendo estipulados os ensaios recomendados pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2006 e IAEA, 2015) e pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN, 2013) utilizando fontes radioativas seladas de  $^{133}\text{Ba}$ ,  $^{57}\text{Co}$  e  $^{137}\text{Cs}$ .

A fim de garantir o adequado funcionamento dos ativímetros, a norma CNEN-NN-3.05 (2013), estabelece que os SMN, ou a quem ele delegar, deve realizar os testes periódicos em seu ativímetro, testando-se a exatidão, precisão, reprodutibilidade e a linearidade de resposta. Para fins de determinação da qualidade do medidor utilizado neste trabalho, foram realizados os seguintes testes:

- Teste de exatidão ( $E$ ), expresso pela Equação 3, permite a avaliação do quão distante o valor médio das leituras de uma determinada atividade lida pelo detector, está do valor da atividade da fonte de referência corrigida no dia da leitura. Recomenda-se que seja realizado semestralmente e permite um desvio percentual de até 10%, com uma confiabilidade de 90%.

$$E(\%) = \frac{(\bar{A} - A_{ref})}{A_{ref}} \times 100 \quad (\text{Equação 3})$$

onde:

$\bar{A}$  = média aritmética das medições da atividade.

$A_{ref}$  = valor de referência da atividade da fonte, corrigido para o decaimento radioativo.

- Avaliação da precisão ( $P$ ): É definida pela variância dos resultados obtidos em leituras de uma mesma fonte, sendo calculada de acordo com a Equação 4. Deve-se ressaltar que o instrumento se torna mais preciso quanto mais baixo for o valor dos indicadores. Este teste deve ser realizado no equipamento semestralmente, permitindo um desvio percentual de até 5%, com uma confiabilidade de 95% (CNEN, 2013).

$$P(\%) = \frac{(A_i - \bar{A})}{\bar{A}} \times 100 \quad (\text{Equação 4})$$

onde:

$\bar{A}$  = média aritmética das medições da atividade.

$A_i$  = atividade da fonte individual.

- Teste de linearidade: conforme as recomendações da CNEN-NN-3.05, avalia a resposta linear do equipamento entre diferentes intervalos de leitura, as quais devem estar dentro de um intervalo de  $\pm 10\%$ . Para a realização desse teste anual é preferível a utilização de fontes de meia-vida curta. Deste modo, devido a sua alta disponibilidade no mercado, baixo custo e tempo de meia-vida de 6,02 horas, o  $^{99m}\text{Tc}$  é bastante utilizado. O procedimento de medição foi realizado por meio da introdução da fonte no poço da câmara, após a estabilização do ativímetro, a atividade demonstrada no eletrômetro foi registrada. Este processo foi realizado a cada 60 minutos, até completar uma meia vida completa da amostra utilizada no estudo.

Além dos testes citados, alguns outros testes diários, semanais e anuais vistos na Tabela 2 devem ser realizados devendo obedecer aos limites de aceitação estabelecidos na Resolução NN-3.05 (CNEN, 2013).

Tabela 2 – Testes de controle de qualidade (CNEN, 2013).

<b>Teste</b>	<b>Periodicidade</b>	<b>Limites de Aceitação</b>
Repetitividade	Diário	± 5%
Ajuste do zero	Diário	Não aplicável
Radiação de Fundo	Diário	± 20%
Alta voltagem	Diário	± 1%
Exatidão	Semanal	± 10%
Precisão	Semanal	± 5%
Linearidade	Anual	± 10%
Teste de geometria	Anual	Não aplicável

Fonte: Norma CNEN NN-3.05 (CNEN, 2013).

#### 4.4 Fontes seladas

Nesse trabalho foram utilizadas três fontes seladas produzidas pelo Centro de Tecnologia das Radiações do IPEN (Figura 13). As fontes de  $^{57}\text{Co}$ ,  $^{133}\text{Ba}$  e  $^{157}\text{Cs}$  apesar de não serem utilizadas clinicamente em um SMN, são consideradas como fontes padrão de controle de qualidade, já que esses radionuclídeos abrangem energias e intensidades de emissão gama de interesse em diagnósticos e terapias da medicina nuclear. Deste modo, essas fontes possuem grande importância nos testes de controle de qualidade realizados nos ativímetros, devido ao tempo de meia-vida dessas fontes radioativas serem suficientemente grande, possibilitando que a taxa de contagem seja relativamente estável durante as medições no equipamento. Suas principais características estão descritas na Tabela 3.



Figura 13 – Fontes radioativas utilizadas no controle de qualidade.



Fonte: Autora da dissertação.

Tabela 3 – Principais características das fontes seladas de referência para controle de qualidade produzidas pelo IPEN.

Fontes Seladas de controle de qualidade	Valor de Referência (mCi)	Principal Energia $\gamma$ (keV)	Meia-Vida
$^{133}\text{Ba}$	$0,254 \pm 0,0001$	356,01	$10,5 \pm 0,041$ anos
$^{57}\text{Co}$	$5,32 \pm 0,02$	122,06	$271,7 \pm 0,09$ dias
$^{137}\text{Cs}$	$0,199 \pm 0,001$	661,65	$30,17 \pm 0,16$ anos

Fonte: Autora da dissertação

Os valores da atividade ( $A$ ) das fontes seladas foram corrigidas ao longo do trabalho utilizando a Lei de Decaimento Radioativo, expressa pela Equação 5.

$$A = A_0 e^{-\lambda.t} \quad (\text{Equação 5})$$

onde  $A_0$  é a atividade inicial do radionuclídeo documentada no certificado de calibração da fonte,  $\lambda$  a constante de decaimento radioativo do material e  $t$  o tempo.

## 4.5 Simulações de Monte Carlo

Devido aos avanços tecnológicos e do interesse pelo método, vários códigos computacionais desenvolveram-se ao longo dos anos, fazendo com que o MMC fosse explorado para suprir necessidades de determinadas áreas de pesquisa por diversas áreas, como na simulação do transporte de partículas em reatores nucleares, radioterapia, medicina nuclear, proteção radiológica e outras aplicações. Os códigos mais conhecidos na área nuclear são: MCNP, GEANT, EGSA e PENELOPE (GARCÍA-TORAÑO et al., 2017).

Com o intuito de simular o comportamento da câmara CRC-25R para validação das medições experimentais, foi utilizado o programa principal modular penEasy, de uso geral, baseado no pacote PENELOPE Monte Carlo (SEMPAU et al., 2011; SALVAT, 2018).

### 4.5.1 penEasy

Para executar uma simulação utilizando o penEasy, os usuários precisam modificar o modelo de *input* fornecido pelos criadores do programa, adicionando os parâmetros ideais e as informações necessárias para a sua própria simulação. Neste trabalho, para a obtenção dos resultados otimizados, foram modificados no arquivo *input* os números de histórias para  $4.0 \times 10^8$ . A *Subsection for Particle Position* e a *Subsection for Particle Direction* foram modificadas para a criação da fonte radioativa volumétrica e isotrópica. Contudo, para todas as simulações foram mantidas as energias de absorção para elétrons, fótons e pósitrons. Os cortes são determinados por seis parâmetros de transporte definidos pelo usuário:  $E_{ABS}$  define o valor de energia máxima que uma partícula, carregada ou não, pode possuir antes de ser absorvida, finalizando o transporte da mesma e iniciando o transporte de uma nova partícula. C1 e C2 controlam o corte para colisões elásticas; WCC e WCR são os pontos de corte para interações inelásticas e bremsstrahlung, respectivamente e DS MAX é um limite superior para a duração da etapa. Deste modo, todas as partículas são transportadas até que suas energias cinéticas caiam abaixo de certas energias de absorção definidas pelo usuário (Figura 14) (SEMPAU, 2011; SEMPAU, 2006).

Figura 14 – Parâmetros utilizados no *input* para a obtenção dos resultados simulados.

```
[SECTION PENELOPE v.2019-08-06]
MAT# FILE____(max 20 char) EABS(e-) EABS(ph) EABS(e+) C1 C2 WCC WCR DSMAX COMMENTS
1 liquid_water.mat 100.0e3 1.00e5 100.0e3 0.05 0.05 1.0e3 1.0e3 1.0e30 liquid water
2 SiO2.mat 100.0e3 1.00e3 100.0e3 0.05 0.05 1.0e3 1.0e3 1.0e30 SiO2
3 PMMA.mat 100.0e3 1.00e3 100.0e3 0.05 0.05 1.0e3 1.0e3 1.0e30 PMMA
4 Al.mat 100.0e3 1.00e3 100.0e3 0.05 0.05 1.0e3 1.0e3 1.0e30 Al
5 Air_12atm.mat 100.0e3 1.00e3 100.0e3 0.05 0.05 1.0e3 1.0e3 1.0e30 Air
6 Al.mat 100.0e3 1.00e3 100.0e3 0.05 0.05 1.0e3 1.0e3 1.0e30 Al
7 Pb.mat 500.0e3 1.00e3 500.0e3 0.05 0.05 1.0e3 1.0e3 1.0e30 Pb
-1 (SET MAT=-1 TO END THE LIST)
[END OF PEN SECTION]
```

Fonte: Autora da dissertação.

Para realizar uma simulação com o programa modular penEasy, faz-se necessário a criação de uma nova pasta contendo os seguintes arquivos:

- Executável (penEasy.exe);
- *Input* modificado (.in);
- Geometria (.geo);
- Materiais estabelecidos no arquivo de geometria e input (.mat).

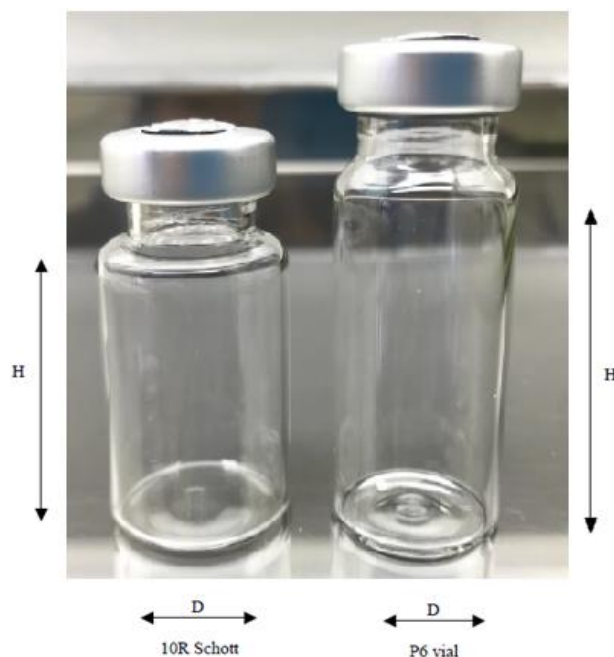
Para caracterizar as fontes adotadas na metodologia e para obter os valores dos resultados simulados os mais próximos dos resultados experimentais, é importante conseguir uma modelagem com as dimensões e materiais mais fiéis possíveis ao arranjo experimental.

#### 4.5.2 Frasco 10R-Schott

O frasco 10R-Schott foi utilizado durante todo o trabalho, o mesmo possui um revestimento interno de sílica pura; isto faz com que o processo de absorção seja minimizado na parte interna do frasco. Tais efeitos foram observados por Gadd et. al., (2006) que ao comparar o frasco 10R-Schott com o frasco P6, apresentando até 30% da atividade sendo absorvida na superfície do vidro para o  $^{201}\text{Tl}$  e até 10% para o  $^{67}\text{Ga}$ .

Comparando ambos os frascos, o frasco 10R-Schott possui paredes mais finas, esta diferença faz com que a atenuação da radiação emitida pela fonte radioativa líquida seja menor dentro do frasco. Além disso, o comprimento do frasco 10R-Schott contribui com a diminuição da dispersão de partículas e com o aumento da corrente gerada no volume sensível da câmara. Devido a esses fatores, o frasco 10R-Schott vem sendo estudado para ser implementado em metodologias de calibração de ativímetros. As dimensões dos frascos citados podem ser vistas na Figura 15 e na Tabela 4.

Figura 15 - Frascos 10R-Schott e P6.



Fonte: Autora da dissertação.

Tabela 4 - Dimensões dos frascos 10R-Schott e P6.

<b>Dimensões dos frascos</b>	<b>10R-Schott (mm)</b>	<b>P6 (mm)</b>
Altura (H)	$45,0 \pm 0,5$	$54,00 \pm 0,75$
Diâmetro (D)	$24,0 \pm 0,2$	$21,75 \pm 0,25$
Espessura (E)	$1,00 \pm 0,04$	$1,2 \pm 0,1$

Fonte: GADD et al., 2006 e SCHOTT VIALS, 2017.

Uma vez definida a geometria necessária e os materiais de preenchimento, para caracterizar as fontes de referência da nova metodologia de calibração, fez-se necessário os seguintes testes:

- a. Variação do volume de material radioativo dentro do frasco;
- b. Variação das posições do frasco no eixo vertical do poço do equipamento;

Conseqüentemente, o modelo pode ser estendido a diversos radionuclídeos de interesse.

Para a caracterização das fontes radioativas, foram realizados testes experimentais e simulações, variando a quantidade de material radioativo dentro do frasco. Para modelar a geometria do volume (v) no arquivo .geo, fez-se necessário encontrar a altura que representa os diversos volumes em estudo, aplicando a Equação 6.

$$h = \frac{v}{\pi.r^2} \quad (\text{Equação 6})$$

onde:

h = altura;

r = raio do cilindro;

v = volume.

### 4.5.3 penNuc

Utilizando o penNuc, foram criadas as fontes de  $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{131}\text{I}$  e  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ . Este recurso depende do pacote penNuc, uma biblioteca de rotina que permite a amostragem aleatória da cascata completa de decaimento de vários radionuclídeos.

Deste modo, a subrotina Fortran pacote penNuc simula o decaimento nuclear usando informações do nuclídeo, sendo algumas delas: possível desintegração e relações de ramificação, energias e meias-vidas, tipos e energias das partículas emitidas etc. Essas informações foram coletadas de um banco de dados ([http://www.nucleide.org/DDEP\\_WG/DDEPdata.htm](http://www.nucleide.org/DDEP_WG/DDEPdata.htm)) que apresenta um conjunto de informações para 219 radionuclídeos no formato específico penNuc (GARCÍA-TORAÑO et al., 2019).

O estado inicial de uma partícula é descrito pelas seguintes variáveis: tipo de partícula (fóton, elétron, pósitron ou alfa), energia, direção e tempo de emissão em relação ao início de decaimento radioativo. Para cada decaimento, o programa fornece uma lista dos estados iniciais das partículas emitidas com energias superiores ao *cut off*, definido como 200 eV no arquivo de origem original.

A subrotina penNuc fornece resultados normalizados por decaimento. Ao optar por uma simulação pelo tipo de partículas no *input* (1 = Elétron, 2 = Fóton, 3 = Pósitron), o operador da simulação poderá estar excluindo possíveis acontecimentos gerados pelo decaimento completo do elemento, necessitando maior atenção aos resultados obtidos e possíveis correções.

Deste modo, todas as simulações foram definidas utilizando a subrotina penNuc, assim os resultados simulados seriam mais próximos dos resultados experimentais obtidos na próxima etapa do trabalho.

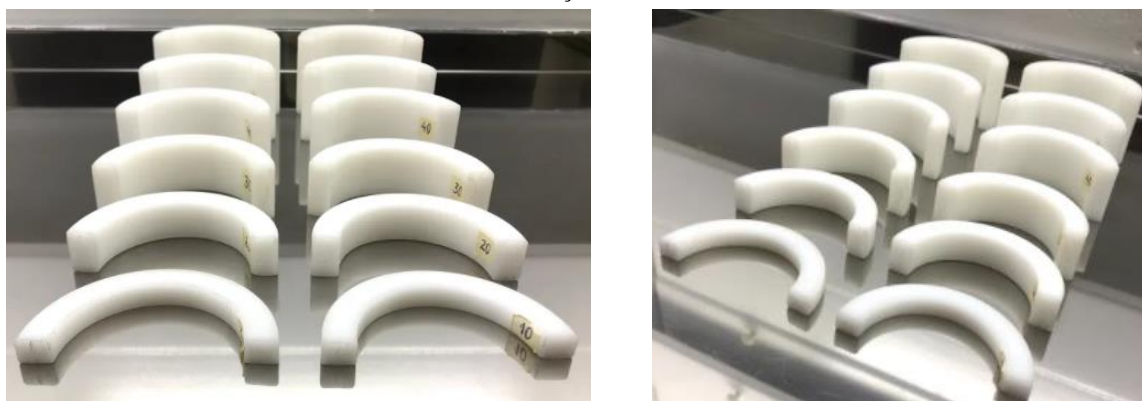
## 4.6 Medições experimentais

Com o objetivo de validar os resultados na câmara de ionização CRC-25R foram realizadas medições alterando a altura do frasco dentro do detector, os experimentos iniciaram-se variando o frasco 10R-schott em 00 cm do fundo do poço da câmara, chegando até 20 cm na borda superior.

A Figura 16 demonstra o arranjo de 12 peças de polímero de 1,0 cm a 6,0 cm utilizada para determinar a melhor posição do frasco dentro do detector, essas peças têm como função auxiliar a elevação do suporte de acrílico a cada 1 cm de incremento, como ilustrado nas Figuras 17 e 18.

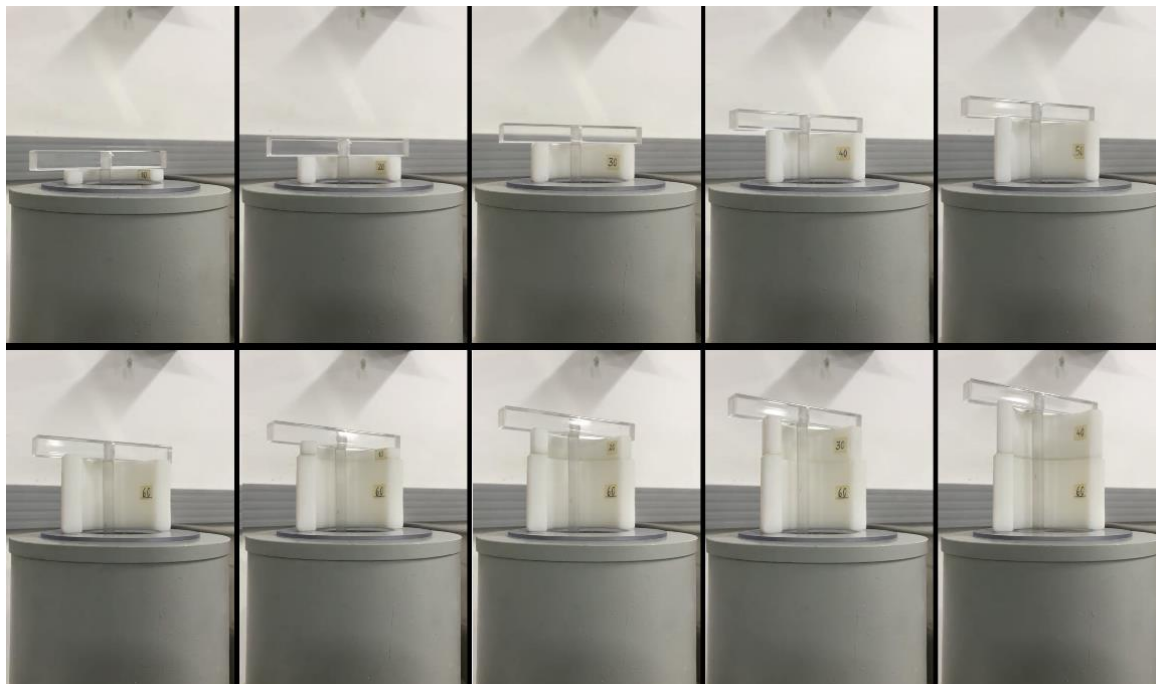
Os resultados experimentais foram obtidos por meio de três leituras com intervalos de 30 segundos, variando a profundidade dos frascos para cada volume, de cada radionuclídeo em estudo. Após todas as medições registradas, os valores das atividades ( $A$ ) medidas foram corrigidas utilizando a Equação 5 para o horário da primeira medição à distância de 0 cm do fundo utilizando o suporte de acrílico recomendado pelo fabricante. Ao variar a altura da fonte dentro da câmara de ionização do tipo poço, ou seja, levando a fonte mais próxima da borda superior da câmara, pode-se evidenciar o aumento de números de partículas dispersas, diminuindo a energia depositada no volume sensível. Antes que estas partículas sejam dispersas, pode-se verificar um ponto máximo de eficiência para cada volume e radionuclídeo em estudo.

Figura 16 – Arranjo de 12 peças de polímero utilizado para elevar o suporte de acrílico dentro do poço da câmara de ionização CRC-25R.



Fonte: Autora da dissertação.

Figura 17 – Elevação do suporte de acrílico utilizando o arranjo de peças a cada 1 cm de incremento de 1 cm a 10 cm.



Fonte: Autora da dissertação.

Figura 18 – Elevação do suporte de acrílico utilizando o arranjo de peças a cada 1 cm de incremento de 11 cm a 20 cm.



Fonte: Autora da dissertação.

A variação do volume de material radioativo dentro do frasco foi realizado adicionando uma alíquota de 0,5 ml de solução salina de 0,9%, para todos os radionuclídeos em estudo, até que seus volumes máximos chegassem em 3,0 ml. O volume inicial de cada amostra variou de 0,1 ml a 0,2 ml de material radioativo puro, sendo necessário completar a porção com uma alíquota de solução salina para iniciar todos os estudos igualmente em 0,5 ml. Apenas para o  $^{99m}\text{Tc}$  foi possível iniciar o estudo com 0,5ml de material radioativo puro, pois o mesmo foi extraído do gerador na quantidade de 6 ml.

#### **4.7 Determinação dos componentes e estimativa das incertezas associadas ao sistema de medição**

Nos últimos anos, a determinação da incerteza de um valor de medição tornou-se tão importante quanto o próprio valor medido. Pode-se dizer que, uma expressão de um determinado resultado de uma medição realizada está incompleta, a menos que inclua uma incerteza associada (GADD et al., 2006). As incertezas foram avaliadas segundo o Guia para Expressões de Incerteza de Medições – ISO GUM (2012) e foram tratadas como incerteza expandida com um fator de abrangência  $k = 2$ , que fornece nível de confiança igual a aproximadamente 95%.

De acordo com as especificações do ISO GUM (2012) às incertezas associadas às medidas realizadas podem ser classificadas como incertezas do tipo A e do tipo B.

- a) Incertezas do tipo A: são determinadas ou estimadas por análises estatísticas, esta incerteza possui caráter aleatório, devido à dispersão do valor dos resultados obtidos em torno do valor verdadeiro, como o desvio padrão da média.
- b) Incertezas do tipo B: são determinadas ou estimadas por métodos não estatísticos, ou seja, exige o conhecimento da distribuição de probabilidade associada. São incertezas estipuladas devido ao conjunto de medições que apresenta valores igualmente espaçados do valor verdadeiro, originados de erros instrumentais, ambientais e observacionais ou até mesmo de informações prévias fornecidas em manuais e certificados de calibração (VUOLO, 1992).

A variação da incerteza pode estar associada a diversos fatores como: precisão e exatidão do instrumento, manuseio do operador, condições ambientais e entre outros. Para a realização correta da medida da atividade na câmara de ionização CRC-25R foram levadas em consideração os seguintes componentes de incerteza: repetitividade ( $uR$ ), linearidade ( $uL$ ), fator de calibração ( $uFC$ ), volume ( $uv$ ), resolução do visor digital do equipamento ( $uD$ ),



decaimento radioativo (meia-vida ( $uT_{1/2}$ ), entre outros fatores fornecidos pelo manual CRC®-25R *Radioisotope Dose Calibrator* (2017).

- **Repetitividade ( $uR$ ):** É o grau de concordância entre os resultados de medições sucessivas de um mesmo mensurando, sendo estas efetuadas sob as mesmas condições de medição (GAAD et al., 2006). Foi considerado o desvio padrão da série de cinco medições de cada amostra.
- **Linearidade ( $uL$ ):** Desvio máximo ou médio das leituras experimentais em relação à curva de decaimento teórica para a fonte em geral de  $^{99m}\text{Tc}$  ou  $^{18}\text{F}$  (RUZZARIN, 2015).
- **Fator de calibração ( $uFC$ ):** A incerteza obtida sobre o fator de calibração para um determinado radionuclídeo está fora do controle do usuário, isso porque essa incerteza é determinada pelo fornecedor do equipamento, devendo ser rastreáveis aos padrões nacionais. O valor do fator de calibração para cada radionuclídeo encontra-se habitualmente no manual do equipamento (GAAD et al., 2006).
- **Volume ( $uv$ ):** Os fatores de calibração são determinados para um volume padrão em um recipiente específico. Se o volume difere, a geometria da fonte também será diferente e isso terá um efeito sobre o número e a energia dos fótons que atingem o volume do gás sensível. Quanto menor a energia dos fótons originais (ou partículas beta), quanto maior será o efeito. Em muitos casos, é possível definir limites no volume que possibilitam ser medido sem a necessidade da aplicação de um fator de correção, neste caso a magnitude da correção deve ser muito menor do que a incerteza da medição (GADD et al., 2006). Neste caso, as pipetas utilizadas também possuem valores de incertezas que devem ser somados, este valor encontra-se no manual da pipeta utilizada.
- **Resolução do visor digital do equipamento: ( $uD$ )**  $\pm 0,5\%$  vezes a última casa decimal da leitura da atividade (RUZZARIN, 2015; OLIVEIRA, 2019). Expressa pela Equação 7.

$$uD\% = \frac{\pm 0,005}{2 \times \text{valor da leitura}} \times 100 \quad (\text{Equação 7})$$

- **Correção no decaimento devido à meia-vida ( $uT_{1/2}$ ):** Incerteza na atividade devido à incerteza  $uT_{1/2}$  na meia-vida  $T_{1/2}$  de um radionuclídeo. Esta incerteza é calculada utilizando a expressão demonstrada na Equação 8, onde  $\Delta t$  é o intervalo de tempo

decorrido entre a data da medição e a data de referência,  $ST_{1/2}$  é a incerteza da meia-vida e  $T_{1/2}$  é a meia-vida do radionuclídeo (RUZZARIN, 2015; OLIVEIRA, 2019).

$$uT_{1/2} = \frac{\ln(2) \times \Delta t \times ST_{1/2}}{T_{1/2} \times T_{1/2}} \times 100 \quad (\text{Equação 8})$$

Para as medições experimentais, é possível determinar incerteza padrão combinada e a incerteza expandida. A incerteza padrão combinada é definida como sendo a incerteza-padrão do resultado de uma medição. Expressa na Equação 9 a lei da propagação das incertezas como a raiz quadrada da soma dos quadrados de cada componente, ou seja, este valor é encontrado por meio dos valores das incertezas das grandezas componentes da medição, sendo igual à raiz quadrada positiva de uma soma de termos, que constituem as variâncias ou covariâncias destas outras grandezas, ponderadas de acordo com o quanto o resultado da medição varia com mudanças nestas grandezas (INMETRO, 2008; VERDECIA, 2015).

$$uC\% = \sqrt{uR^2 + uL^2 + uFC^2 + uv^2 + uD^2 + uT_{1/2}^2} \quad (\text{Equação 9})$$

A incerteza expandida é definida como a quantidade que define um intervalo em torno do resultado de uma medição com o qual se espera abranger uma grande fração da distribuição dos valores que podem ser razoavelmente atribuídos ao mensurando. A mesma é representada pela letra U, sendo o produto da incerteza-padrão combinada  $uC\%$  por um fator de abrangência  $k$  como demonstrada na Equação 10. Normalmente, um valor de  $k = 2$  é usado, o que corresponde aproximadamente a um nível de confiança de 95%. (GADD et al., 2006; INMETRO, 2008; VERDECIA, 2015).

$$U = k \times uC\% \quad (\text{Equação 10})$$

Dentre outros fatores, não foram consideradas as condições ambientais, uma vez que as câmaras de ionização do tipo poço são seladas, sendo assim, fatores como o de temperatura, umidade relativa do ar e pressão atmosférica não são significativos. Entretanto, o estudo seguiu as recomendações do manual da Capintec já citado com temperatura do ambiente entre  $+10^\circ\text{C}$  a  $+30^\circ\text{C}$  e a umidade relativa máxima de 90% sem condensação, para garantir máxima confiabilidade e precisão da medida.

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

### 5.1 Operacionalização do Laboratório de calibração de Ativímetros

Visando tornar a sala totalmente operacional para a manipulação dos materiais radioativos, o laboratório de calibração de ativímetros foi estruturado e montado de acordo com as normas da CNEN: Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica (CNEN, 2014); Licenciamento de Instalações Radioativas (CNEN 2020); Requisitos de Radioproteção para Serviços de Medicina Nuclear (CNEN, 2013); Transporte de Materiais Radioativos (CNEN, 2021); Gerência de Rejeitos Radioativos em Instalações Radiativas (CNEN, 1990); Requisitos para o Registro de Pessoas Físicas para o Preparo, Uso e Manuseio de Fontes Radioativas (CNEN, 1999).

Para que a operacionalização fosse possível, fez-se necessário implementar e modificar partes da sala sugerida como local do novo laboratório, além da necessidade de providenciar materiais e objetos recomendados pelas normas da CNEN, atendendo aos requisitos estabelecidos e descritos no Plano de Proteção Radiológica, melhorando a sinalização, a proteção do local e dos trabalhadores.

Mediante a isto, foram feitas as seguintes instalações e modificações:

- Foi instalado um *Pass-Through*, constituído de chumbo, que será utilizado apenas para a chegada e retirada de materiais radioativos por uma passagem externa, sem adentrar as áreas livres do LCI.
- As torneiras com acionamento automático e as cubas com 40 cm de profundidade já foram providenciadas, sendo elas essenciais evitando os riscos de contaminação; as tubulações em polipropileno e tanques do mesmo material para armazenamento e decaimento de material radioativo recomendadas já foram testadas e estão prontas para o uso;
- Seguindo as recomendações, o piso do LCI agora é constituído de epóxi autonivelante e selador, especial para o manuseio de fontes radioativas não-seladas, sendo o rodapé arredondado tipo hospitalar com argamassa epoxídica, as paredes e portas lisas, sem ranhuras, pintadas com tinta lavável e não porosa;
- O LCI providenciou um local de armazenamento temporário do material radioativo, com espaço suficiente para acomodar todas as amostras, forrada com plástico e papel absorvente, com blindagem adequada e sinalizada com o símbolo de risco de radiação;

- Foi adquirido um recipiente para coleta de rejeito radioativo, blindado e sinalizado com o símbolo de risco de radiação, em um ponto afastado da posição dos operadores;
- As janelas instaladas possuem grades para evitar a entrada não autorizada de pessoas e não permitir a retirada de materiais e equipamentos através das mesmas;
- As bancadas, possuem superfícies impermeáveis, lisas e livres de rachaduras.
- A sinalização com o símbolo internacional de risco de radiação e os dizeres "Área Controlada" foram colocados nas portas do LCI;
- Um monitor de contaminação superficial calibrado com sonda geiger muller tipo pancake, está disponível na saída do laboratório;
- Foi realizada a instalação da capela de exaustão (com dimensões de 1,5 x 0,755 x 2,63 m<sup>3</sup>) blindada com chumbo na base, fundo e laterais.
- Foi instalado um telefone dentro do laboratório, ideal e necessário para notificar incidentes radiológicos.
- Para evitar o acesso de pessoas não autorizadas, apenas os operadores de ativímetro possuem a chave do laboratório.
- Os ativímetros de referência já estão instalados nas bancadas permanentes da sala.

As Figuras 19 e 20 mostram em detalhes alguns dos itens instalados e a configuração do novo laboratório seguindo as recomendações do Serviço de Proteção Radiológica do IPEN.

Figura 19 – Modificações e instalações realizadas para o funcionamento adequado do novo laboratório. 1 - Pass-through de chumbo; 2 - Janelas com grades; 3 - Bancada com superfície de aço inoxidável; 4 - Cubas com 40 cm de profundidade.



Fonte: Autora da dissertação

Figura 20 – Modificações e instalações realizadas para manuseio de fontes radioativas. 5 - Tubulação de exaustão; 6- Capela (com dimensões de  $1,5 \times 0,755 \times 2,63 \text{ m}^3$ ); 7 -Paredes lisas, sem ranhuras, pintadas com tinta lavável e não porosa; 8- Piso de epóxi autonivelante e selado.



Fonte: Autora da dissertação

## 5.2 Controle de qualidade

Inicialmente, no aparelho CRC-25R, foram realizados os testes de ajuste zero, radiação de fundo e alta voltagem. Esses testes foram realizados diariamente antes do início da operação do equipamento, obtendo resultados satisfatórios dentro das recomendações do fabricante. O teste diário de reprodutibilidade também foi realizado e apresentou resultados satisfatórios dentro do intervalo de  $\pm 5\%$ , conforme as recomendações da CNEN-NN-3.05 (2013).

Para cada fonte de referência, foram realizadas dez medições com intervalos de trinta segundos, removendo-se o frasco do poço a cada medição. A remoção do frasco tem o objetivo de inserir na medição os erros devido ao pequeno deslocamento radial da fonte do centro do poço. Após a coleta dos valores, foram aplicados os testes de exatidão e precisão (IAEA, 2006). Seguindo as exigências da IAEA (2006) e da CNEN (2013), analisando a Tabela 5, pode-se verificar que ambos os testes realizados no equipamento CRC-25R apresentaram resultados satisfatórios utilizando fontes radioativas seladas de  $^{133}\text{Ba}$ ,  $^{57}\text{Co}$  e  $^{137}\text{Cs}$ .

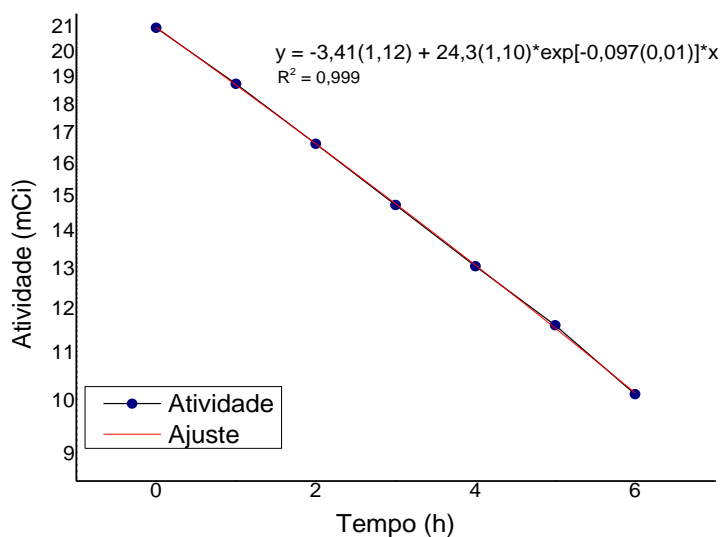
Tabela 5 – Resultados dos testes de exatidão e precisão estabelecidos pela CNEN-NN-3.05.

Fontes Seladas de controle de qualidade	Valor de referência (mCi)	Valor de referência corrigido pelo decaimento (mCi)	Valor medido (mCi)	Exatidão %	Precisão %
<sup>133</sup> Ba	0,2539 ± 0,0001	0,2519	0,2516 ± 0,01	-0,06	0,003
<sup>57</sup> Co	5,319 ± 0,01	4,716	4,661 ± 0,06	-1,57	0,115
<sup>137</sup> Cs	0,1989 ± 0,001	0,1984	0,2065 ± 0,01	4,07	-0,081

Fonte: Autora da dissertação.

O teste de linearidade foi realizado conforme as recomendações da CNEN-NN-3.05 (2013), utilizando uma fonte de <sup>99m</sup>Tc fornecida pelo setor de produção de radiofármacos do IPEN com o volume de 6 mL e com atividade de 20,9 mCi. Os ajustes lineares podem ser visualizados na Figura 21, demonstrando linearidade na faixa estudada acompanhando o decaimento do <sup>99m</sup>Tc. Estas medidas ficaram dentro do limite aceitável de 20% com uma incerteza de 0,4.

Figura 21 – Teste de Linearidade.

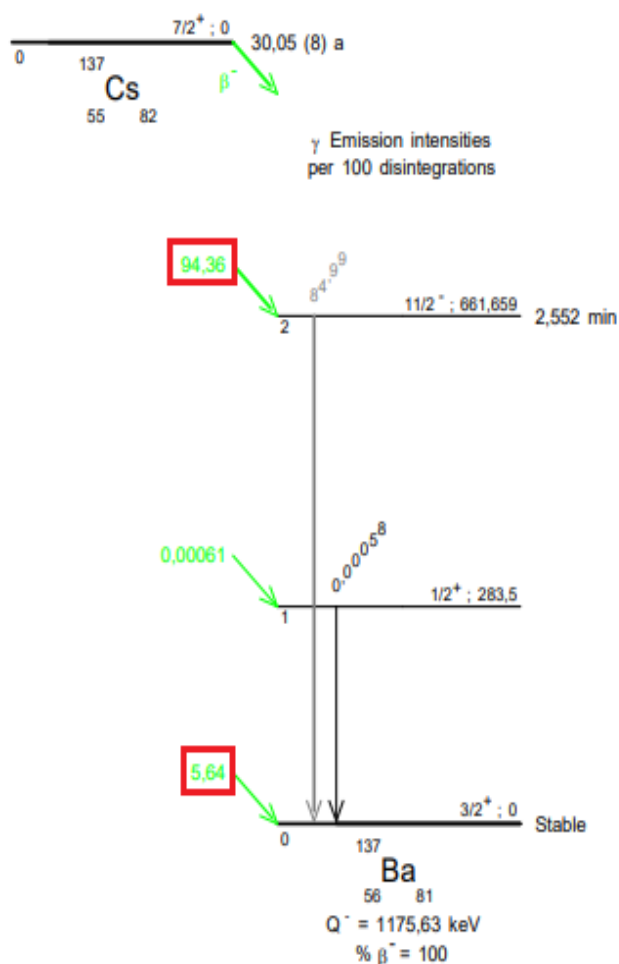


Fonte: Autora da dissertação.

### 5.3 penNuc

Tendo como exemplo a simulação por um fóton único de 662 keV de uma fonte selada de  $^{137}\text{Cs}$ , pode-se defini-la no *input* com o tipo de partícula 2 = fótons e sua energia média 662 keV. Neste caso, deve-se levar em conta que quando são simulados diretamente fótons de 662 keV, os resultados das simulações estarão normalizados por esta quantidade de fótons simulados. Deste modo, deve-se relembrar que a probabilidade de emissão de um fóton de 662 keV em uma desintegração  $\beta^-$  deste radionuclídeo é de 0,85 (i.e. 85%), ou seja, a dose por história deve ser corrigida por causa da diferença de 15%.

Figura 22 - Decaimento radioativo de  $\text{Cs}^{137}$ .



Fonte: The Laboratoire National Henri Becquerel (LNHB)<sup>1</sup>.

<sup>1</sup> Disponível em: <[http://www.lnhb.fr/nuclides/Cs-137\\_tables.pdf](http://www.lnhb.fr/nuclides/Cs-137_tables.pdf)>. Acesso em: 01.07.2020

No caso do  $^{137}\text{Cs}$  deve-se atentar a alguns fatores caso a escolha seja a simulação pelo PenNuc:

- Se o  $^{137}\text{Cs}$  sofre uma transição  $\beta(-)$  para o estado fundamental do  $^{137}\text{Ba}$ , o penEasy precisa fazer somente uma chamada à sub-rotina penNuc. A probabilidade de este caminho é 0,0564 (Figura 22).
- Se o  $^{137}\text{C}$  sofre uma transição  $\beta(-)$  para o segundo estado excitado do  $^{137}\text{Ba}$ , o penEasy precisa chamar 2 vezes a sub-rotina penNuc para chegar ao núcleo estável. A probabilidade deste caminho é 0,9436 (Figura 22).

Por qualquer dos dois caminhos, a probabilidade do gama de 662 keV é 0,8499. O fator de correção aplicado pode ser visto na Equação 11.

$$\frac{0,8499}{(1 \times 0,0564) + (2 \times 0,9436)} = \frac{0,8499}{0,0564 + 1,8872} = \frac{0,8499}{1,9436} = 0,4373 \quad (\text{Equação 11})$$

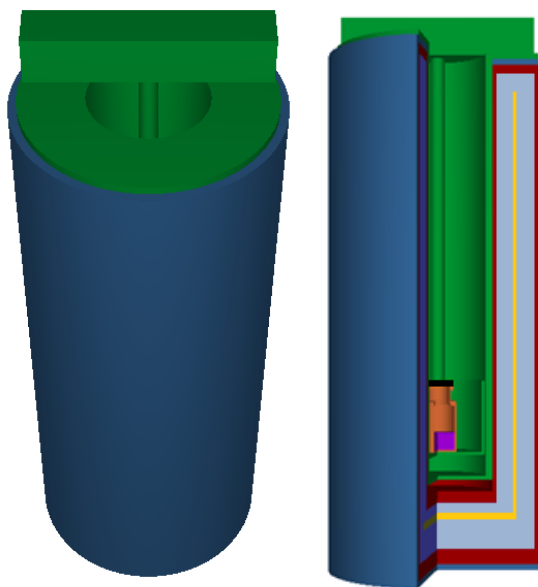
Sendo assim, o resultado obtido com penNuc é igual a 0,4373 vezes os resultados obtidos com fóton 100% de 662 keV, dentro da incerteza das simulações, para os diferentes materiais do detector. O resultado da energia depositada no volume sensível da câmara (argônio) simulado pela energia média do  $^{137}\text{Cs}$  foi de  $8,93776 \times 10^2$  eV, o resultado para energia depositada utilizando a subrotina penNuc foi de  $3,90875 \times 10^2$  eV, validando o fator de correção.

## 5.4 PenGeo

A Figura 23 mostra a modelagem total da câmara de ionização CRC-25 com o frasco preenchido localizado no meio do detector, para a construção foram utilizados no arquivo de geometria, 18 cilindros, 30 planos, 2 pares de planos, 2 hiperbolóides de uma folha, 30 corpos, 3 módulos e 8 materiais.



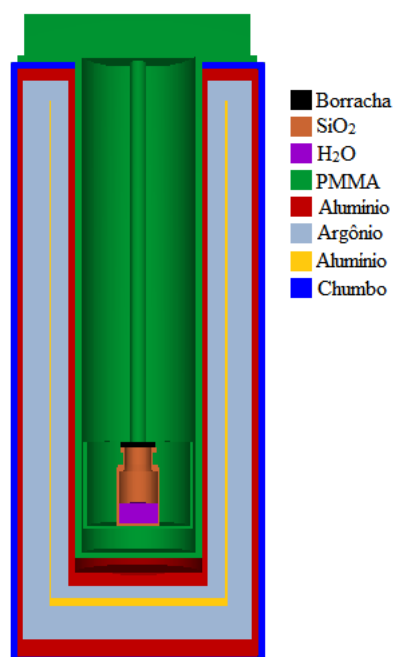
Figura 23 – Modelagem utilizada para a realização das simulações.



Fonte: Autora da dissertação.

Na seção de materiais foram definidos os seguintes: água; dióxido de silício ( $\text{SiO}_2$ ); polimetilmetacrilato (PMMA); alumínio; argônio a 12 atmosferas com o objetivo de aumentar a probabilidade de interação dos elétrons e chumbo (Figura 24).

Figura 24 – Materiais utilizados na composição da câmara de ionização.



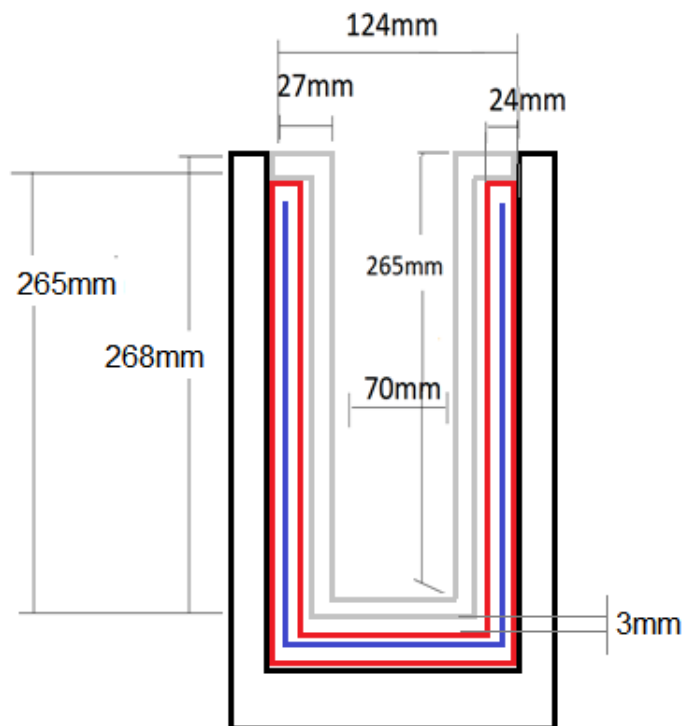
Fonte: Autora da dissertação.

Analisando o manual CRC®-25R Radioisotope Dose Calibrator (2017), informações como as dimensões internas dos componentes não foram encontradas disponíveis. Além disso, a visualização dos componentes internos é quase nula, sendo necessária para a modelagem fiel do equipamento. Portanto, para obter as dimensões exatas seria ideal e necessário abrir o equipamento de forma que não seria mais possível utilizá-lo.

Em vista disso, para obter as dimensões internas e os materiais utilizados no equipamento para a modelagem da câmara de ionização, foram utilizadas as informações básicas do manual já citado, informações adicionais disponibilizadas nos trabalhos dos autores DE ANDRADE (2014) e DE SOUSA (2013), ambos do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) e pela inspeção de equipamentos em manutenção no LCI, de modo que não prejudicasse o bom funcionamento da câmara.

A Figura 25 demonstra dimensões utilizadas na modelagem da geometria para a obtenção dos resultados simulados. A cor cinza representa a proteção fixa de PMMA, a cor vermelha representa as paredes da câmara construídas de alumínio, que confinam o volume de gás, a cor azul representa os eletrodos que coletam os pares de íon-elétron e a cor preto representa a proteção de chumbo.

Figura 25 – Dimensões internas dos componentes da câmara de ionização do tipo poço.



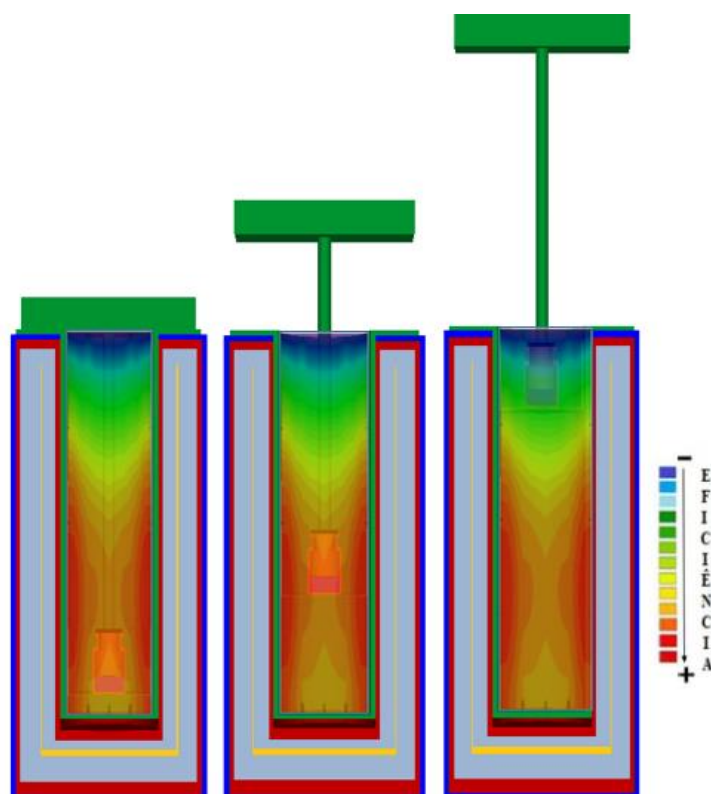
Fonte: Autora da dissertação.

## 5.5 Resultados da utilização do Método de Monte Carlo para o estudo da variação da posição vertical dentro do ativímetro

A obtenção dos resultados por meio das simulações teve como objetivo obter a posição ideal para cada fonte radioativa com volumes variados. Neste estudo foi considerada a região de maior sensibilidade da câmara de ionização, a altura no detector que apresentou o maior valor de energia depositada pela simulação, os resultados foram apresentados por meio da resposta da energia depositada (eV /Hist.) no volume sensível da câmara, em função da altura da fonte ao longo do eixo vertical do poço. As simulações foram realizadas variando a altura da posição do frasco de 0 a 20 cm ao longo do poço.

Devido a sua geometria  $4\pi$ , este tipo de câmara de ionização possui uma região específica dentro do poço onde a eficiência é praticamente constante (Figura 26), apresentando a vantagem de alta sensibilidade, estabilidade de resposta a longo do prazo e permitindo a medição de amostras não puntiformes, como por exemplo soluções radioativas em ampolas de vidro.

Figura 26 – Mapa de sensibilidade da câmara de ionização do tipo poço, para as amostras no eixo vertical de 1 cm, 7 cm e 20 cm, respectivamente.

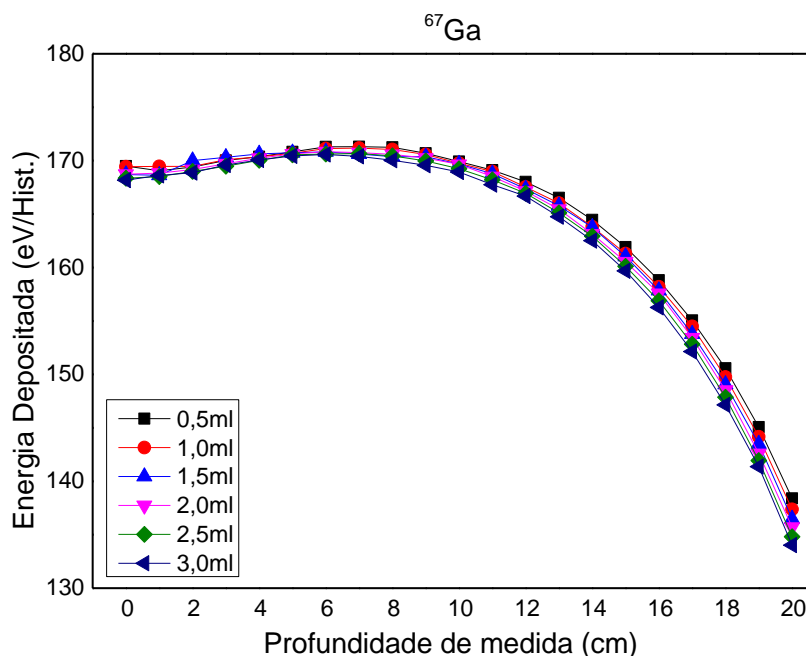


Fonte: Autora da dissertação.

Em primeira análise, é possível evidenciar que a câmara de ionização do tipo poço possui um comportamento de resposta similar para todos os radionuclídeos em estudo. Os gráficos demonstram uma relação do frasco com a distância do fundo do detector, que assume um comportamento crescente. A maior deposição de energia pode ser medida sempre entre 6 e 7 cm em relação ao fundo do poço. A partir desta posição os fótons começam a escapar do detector pela abertura do equipamento, diminuindo a eficiência do volume sensível ao absorver os fótons em aproximadamente  $\pm 20\%$  nos resultados simulados.

A Figura 27 apresenta o resultado simulado do comportamento da câmara de ionização CRC-25R ao variar a posição no eixo vertical do poço de um frasco 10R-Shott contendo  $^{67}\text{Ga}$ . Os volumes de 0,5 ml, 1,0 ml e 2,5 ml apresentaram o maior valor de energia depositada no volume sensível da câmara na posição 7 cm acima do fundo. Os volumes de 1,5 ml 2,0 ml e 3,0 ml apresentaram a melhor deposição em 6 cm do fundo do poço. O ponto 0 possui uma variação de 1,1% a 1,4% para o ponto de maior eficiência da câmara. Outro dado importante, é que existe uma variação de 19% a 21% na leitura da atividade do ponto 0 ao ponto 20.

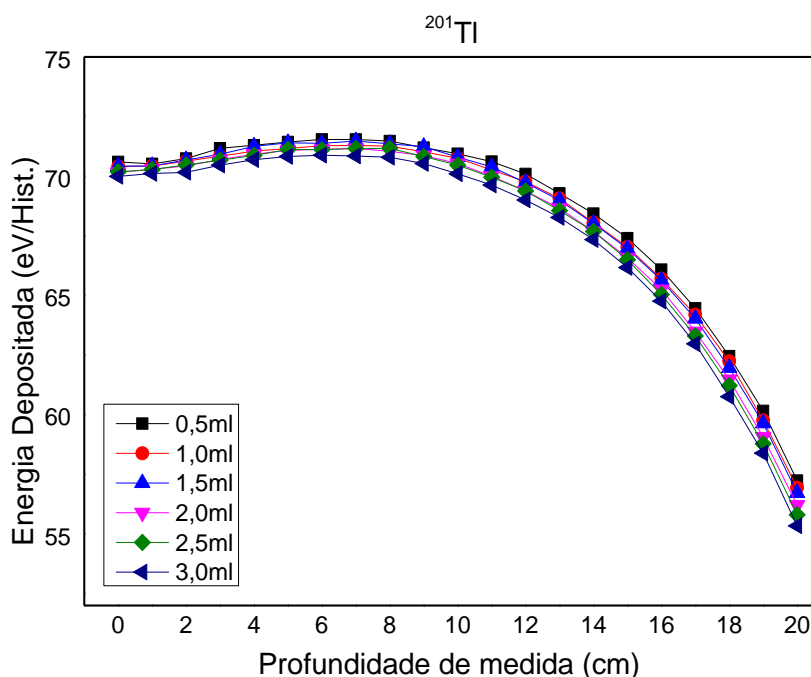
Figura 27 – Resultados simulados do comportamento da câmara de ionização ao variar a posição da fonte no eixo vertical do poço, utilizando a fonte  $^{67}\text{Ga}$ .



Fonte: Autora da dissertação.

Na Figura 28 é demonstrado que para o radionuclídeo  $^{201}\text{Tl}$  conforme há a variação do volume em conjunto com a variação da posição da fonte no eixo vertical do poço obtemos diversos resultados, assim como o  $^{67}\text{Ga}$ . Para o volume inicial de 0,5ml e para o volume final 3,0 ml a posição ideal foi definida em 6 cm acima do ponto 0. Os demais volumes de 1,0 ml, 1,5 ml, 2,0 ml e 2,5 ml registraram uma maior eficiência da câmara a 7 cm do fundo do poço de acrílico. Ao posicionar o radionuclídeo  $^{201}\text{Tl}$  a 6 cm ou 7 cm acima do fundo do poço a atividade pode variar de 1,2% a 1,5%, sendo que a atividade lida do ponto 0 ao ponto 20 pode registrar uma variação total entre 19% a 21%, igual o radionuclídeo  $^{67}\text{Ga}$ .

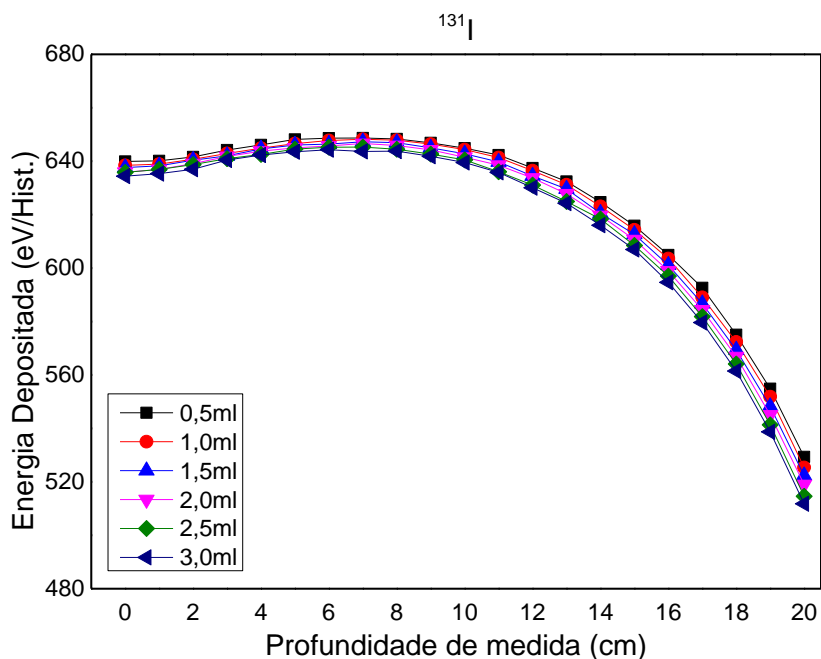
Figura 28 – Resultados simulados do comportamento da câmara de ionização ao variar a posição da fonte no eixo vertical do poço, utilizando a fonte  $^{201}\text{Tl}$ .



Fonte: Autora da dissertação.

Analisando a Figura 29 que representa os resultados simulados para a fonte de  $^{131}\text{I}$  fica evidenciado que apenas o volume de 3,0 ml sofre uma alteração na posição de eficiência máxima, indo de 7 cm. Para os demais volumes foi indicado pela simulação o posicionamento do frasco em torno de 6 cm de distância do fundo do poço para que se obtenha a melhor leitura da atividade, tendo um ganho de 1,3% a 1,5% no valor da atividade lida comparada ao o ponto 0.

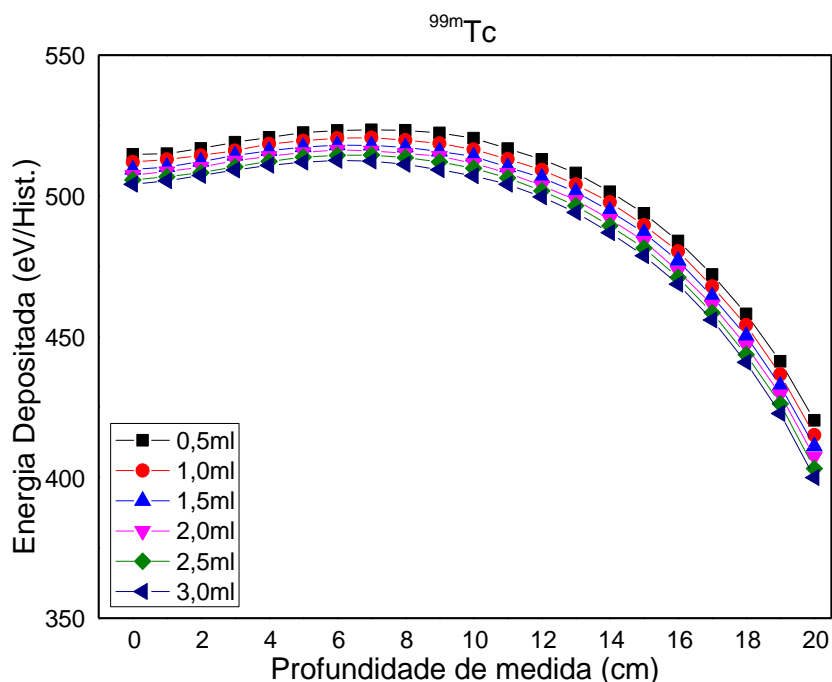
Figura 29 – Resultados simulados do comportamento da câmara de ionização ao variar a posição da fonte no eixo vertical do poço, utilizando a fontes  $^{131}\text{I}$ .



Fonte: Autora da dissertação.

A Figura 30 demonstra que, em volumes iniciais os resultados simulados para a fonte de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  são constantes, sendo assim, o local de maior energia depositada é alcançado posicionando o frasco de vidro a cerca de 7 cm de distância do fundo do poço de acrílico, ao aumentar o volume dentro do frasco, do volume 1,0 ml em diante, a simulação consta que a melhor posição para posicionar o frasco 10R-Shott contendo  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  fica em 6 cm. As variações encontradas para o radionuclídeo  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  foram aproximadamente 1,7% do aumento da atividade quando se coloca a fonte nos pontos 6 e 7 em relação ao ponto 0. Quando relacionamos o ponto 0 ao ponto 20 podemos contabilizar uma perda de 30% dos fótons que deveriam ser coletados pelo volume sensível, mas que escaparam pela abertura do detector.

Figura 30 – Resultados simulados do comportamento da câmara de ionização ao variar a posição da fonte no eixo vertical do poço, utilizando as fontes  $^{99m}\text{Tc}$ .



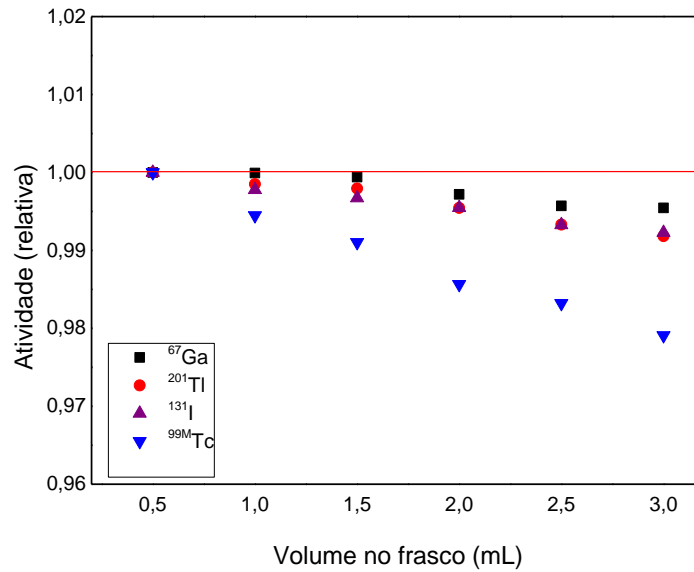
Fonte: Autora da dissertação.

## 5.6 Resultados da utilização do Método de Monte Carlo para a variação do volume utilizando o frasco 10R-Schott

A energia depositada no volume sensível da câmara de ionização CRC-25R em função da variação do volume em ml de solução radioativa dos radionuclídeos  $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{131}\text{I}$  e  $^{99m}\text{Tc}$ , foi estudada por meio do MMC. Os volumes foram variados de 0,5 ml a 3,0 ml e o número de partículas simuladas  $4 \times 10^8$  manteve-se constante ao longo do estudo.

Como visto no estudo anterior, a posição ideal da fonte altera dependendo do volume dentro do frasco 10R-Schott. Deste modo foi analisado e escolhido para a comparação dos dados obtidos, padronizar os resultados em 7 centímetros acima do fundo de acrílico nesta próxima etapa do estudo. Pode-se evidenciar que a energia depositada detectada no volume sensível sofre uma variação conforme o aumento do volume da solução dentro do frasco 10R-Schott. Os resultados demonstrados na Figura 31 e Tabela 6 mostram que ao aumentar o volume de solução dentro do frasco e manter o número de partículas primárias constante, obtém-se uma maior distribuição das partículas simuladas e conseqüentemente uma dispersão maior do número de partículas, gerando a perda da eficiência de coleção no volume sensível da câmara de ionização.

Figura 31 – Resultados simulados normalizados no ponto 7 em função do volume dentro do frasco 10R-Schott  $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{131}\text{I}$  e  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ .



Fonte: Autora da dissertação.

Tabela 6 – Resultados simulados normalizados no ponto 7 em função do volume dentro do frasco 10R-Schott  $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{131}\text{I}$  e  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ .

Volume (ml)	Atividade Relativa			
	$^{67}\text{Ga}$	$^{201}\text{Tl}$	$^{131}\text{I}$	$^{99\text{m}}\text{Tc}$
0,5	1,000	1,000	1,000	1,000
1,0	0,999	0,998	0,998	0,994
1,5	0,999	0,997	0,997	0,991
2,0	0,997	0,995	0,995	0,985
2,5	0,995	0,993	0,993	0,983
3,0	0,995	0,992	0,992	0,979

Fonte: Autora da dissertação.

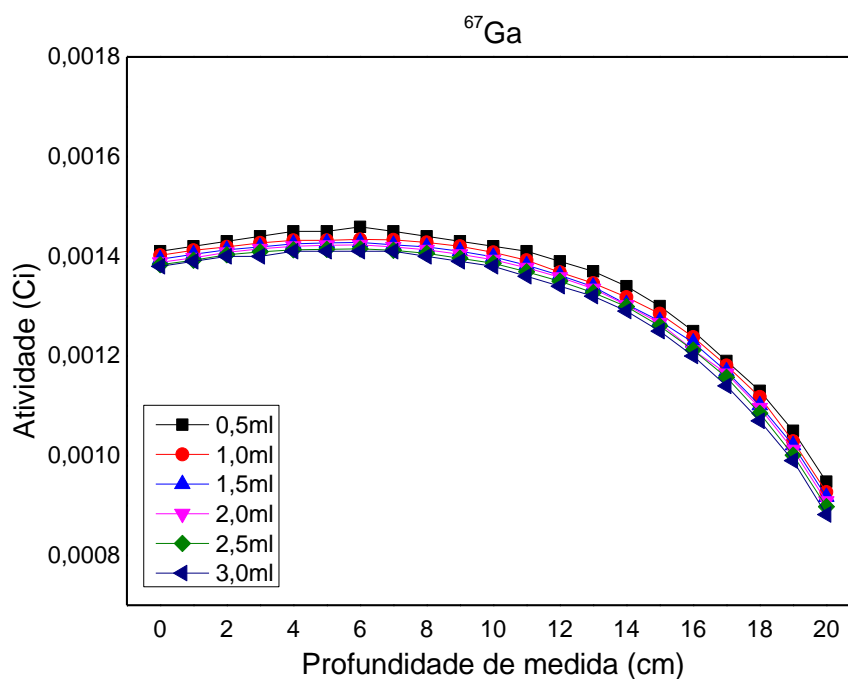
### 5.7 Resultados para as medições experimentais para o estudo da variação da posição vertical dentro do ativímetro

Quando uma fonte é medida, removida da câmara e medida novamente, haverá uma possível diferença nas duas medidas, isso porque é extremamente difícil posicionar a fonte em uma posição idêntica diversas vezes. Neste caso, a resposta do ativímetro depende tanto da posição da fonte horizontal quanto da posição vertical em relação aos eletrodos, sendo o ideal a fonte ser posicionada no ponto de resposta máxima no eixo vertical da câmara usando o suporte de acrílico.



Na Figura 32 e Tabela 7 os resultados mostram que independe da quantidade de  $^{67}\text{Ga}$  dentro do frasco 10R-Schott a câmara de ionização CRC-25R tem um comportamento constante, onde o ponto de eficiência máxima para este radionuclídeo se encontra a 6 cm do fundo do poço. O ponto 0 possui uma variação de -3,10% a -2,40% para o ponto de maior eficiência da câmara. Até o ponto 13, o desvio da atividade registrada permaneceu dentro de  $\pm 5\%$ . Comparando o ponto 0 ao ponto 20 verifica-se uma variação de 33% a 35% na leitura do total da atividade.

Figura 32 – Resultados experimentais do comportamento do ativímetro ao variar a distância da fonte de  $^{67}\text{Ga}$ .



Fonte: Autora da dissertação.

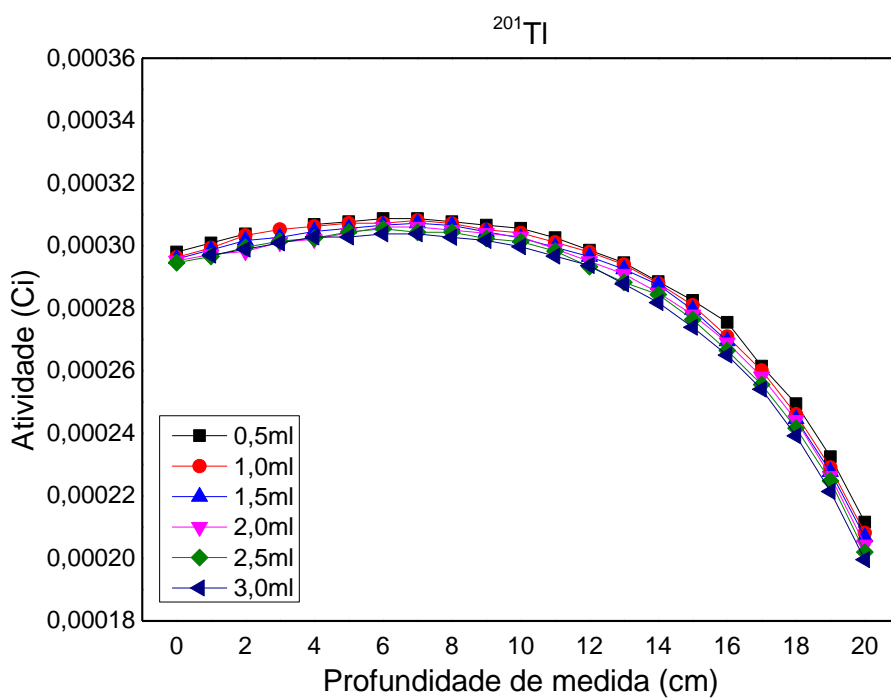
Tabela 7 – Resultados experimentais para a avaliação da altura ideal da fonte de  $^{67}\text{Ga}$  com a atividade corrigida para a data de referência em 10/12/2020 às 15:04:00.

Altura (cm)	$^{67}\text{Ga}$ Atividade (Ci)					
	0,5ml	1ml	1,5ml	2ml	2,5ml	3ml
0	$1,414 \times 10^{-3}$	$1,402 \times 10^{-3}$	$1,394 \times 10^{-3}$	$1,388 \times 10^{-3}$	$1,383 \times 10^{-3}$	$1,379 \times 10^{-3}$
1	$1,424 \times 10^{-3}$	$1,412 \times 10^{-3}$	$1,404 \times 10^{-3}$	$1,397 \times 10^{-3}$	$1,392 \times 10^{-3}$	$1,389 \times 10^{-3}$
2	$1,433 \times 10^{-3}$	$1,419 \times 10^{-3}$	$1,413 \times 10^{-3}$	$1,408 \times 10^{-3}$	$1,403 \times 10^{-3}$	$1,398 \times 10^{-3}$
3	$1,440 \times 10^{-3}$	$1,427 \times 10^{-3}$	$1,419 \times 10^{-3}$	$1,415 \times 10^{-3}$	$1,409 \times 10^{-3}$	$1,403 \times 10^{-3}$
4	$1,446 \times 10^{-3}$	$1,432 \times 10^{-3}$	$1,425 \times 10^{-3}$	$1,420 \times 10^{-3}$	$1,413 \times 10^{-3}$	$1,406 \times 10^{-3}$
5	$1,449 \times 10^{-3}$	$1,435 \times 10^{-3}$	$1,427 \times 10^{-3}$	$1,422 \times 10^{-3}$	$1,414 \times 10^{-3}$	$1,410 \times 10^{-3}$
6	$1,459 \times 10^{-3}$	$1,436 \times 10^{-3}$	$1,428 \times 10^{-3}$	$1,423 \times 10^{-3}$	$1,415 \times 10^{-3}$	$1,410 \times 10^{-3}$
7	$1,446 \times 10^{-3}$	$1,433 \times 10^{-3}$	$1,423 \times 10^{-3}$	$1,419 \times 10^{-3}$	$1,412 \times 10^{-3}$	$1,406 \times 10^{-3}$
8	$1,442 \times 10^{-3}$	$1,428 \times 10^{-3}$	$1,419 \times 10^{-3}$	$1,413 \times 10^{-3}$	$1,406 \times 10^{-3}$	$1,400 \times 10^{-3}$
9	$1,435 \times 10^{-3}$	$1,420 \times 10^{-3}$	$1,410 \times 10^{-3}$	$1,404 \times 10^{-3}$	$1,396 \times 10^{-3}$	$1,392 \times 10^{-3}$
10	$1,423 \times 10^{-3}$	$1,408 \times 10^{-3}$	$1,399 \times 10^{-3}$	$1,393 \times 10^{-3}$	$1,386 \times 10^{-3}$	$1,380 \times 10^{-3}$
11	$1,407 \times 10^{-3}$	$1,392 \times 10^{-3}$	$1,382 \times 10^{-3}$	$1,377 \times 10^{-3}$	$1,369 \times 10^{-3}$	$1,363 \times 10^{-3}$
12	$1,390 \times 10^{-3}$	$1,368 \times 10^{-3}$	$1,362 \times 10^{-3}$	$1,358 \times 10^{-3}$	$1,350 \times 10^{-3}$	$1,342 \times 10^{-3}$
13	$1,365 \times 10^{-3}$	$1,346 \times 10^{-3}$	$1,339 \times 10^{-3}$	$1,335 \times 10^{-3}$	$1,327 \times 10^{-3}$	$1,316 \times 10^{-3}$
14	$1,336 \times 10^{-3}$	$1,318 \times 10^{-3}$	$1,304 \times 10^{-3}$	$1,302 \times 10^{-3}$	$1,299 \times 10^{-3}$	$1,288 \times 10^{-3}$
15	$1,298 \times 10^{-3}$	$1,285 \times 10^{-3}$	$1,270 \times 10^{-3}$	$1,266 \times 10^{-3}$	$1,260 \times 10^{-3}$	$1,245 \times 10^{-3}$
16	$1,251 \times 10^{-3}$	$1,238 \times 10^{-3}$	$1,227 \times 10^{-3}$	$1,212 \times 10^{-3}$	$1,212 \times 10^{-3}$	$1,202 \times 10^{-3}$
17	$1,194 \times 10^{-3}$	$1,181 \times 10^{-3}$	$1,169 \times 10^{-3}$	$1,165 \times 10^{-3}$	$1,157 \times 10^{-3}$	$1,143 \times 10^{-3}$
18	$1,131 \times 10^{-3}$	$1,118 \times 10^{-3}$	$1,101 \times 10^{-3}$	$1,096 \times 10^{-3}$	$1,085 \times 10^{-3}$	$1,073 \times 10^{-3}$
19	$1,052 \times 10^{-3}$	$1,029 \times 10^{-3}$	$1,021 \times 10^{-3}$	$1,012 \times 10^{-3}$	$1,001 \times 10^{-3}$	$9,901 \times 10^{-4}$
20	$9,483 \times 10^{-4}$	$9,268 \times 10^{-4}$	$9,174 \times 10^{-4}$	$9,086 \times 10^{-4}$	$8,976 \times 10^{-4}$	$8,815 \times 10^{-4}$

Fonte: Autora da dissertação.

Analisando a Figura 33 e a Tabela 8 pode-se observar que o radionuclídeo  $^{201}\text{Tl}$  que quando o frasco 10R-Schott é posicionado no ponto 0, temos uma perda de -3,20% a -3,50% da atividade lida comparado à altura de 6 cm ou 7 cm acima do fundo do poço, as quais atingem a deposição máxima de energia depositada no detector. No ponto 12 a atividade medida é a mesma medida do que no ponto 0. Desse ponto em diante a leitura da atividade começa a diminuir, totalizando uma variação total entre 29% a 33% da atividade lida do ponto 0 ao 20.

Figura 33 – Resultados experimentais do comportamento do ativímetro ao variar a distância da fonte de  $^{201}\text{Tl}$ .



Fonte: Autora da dissertação.

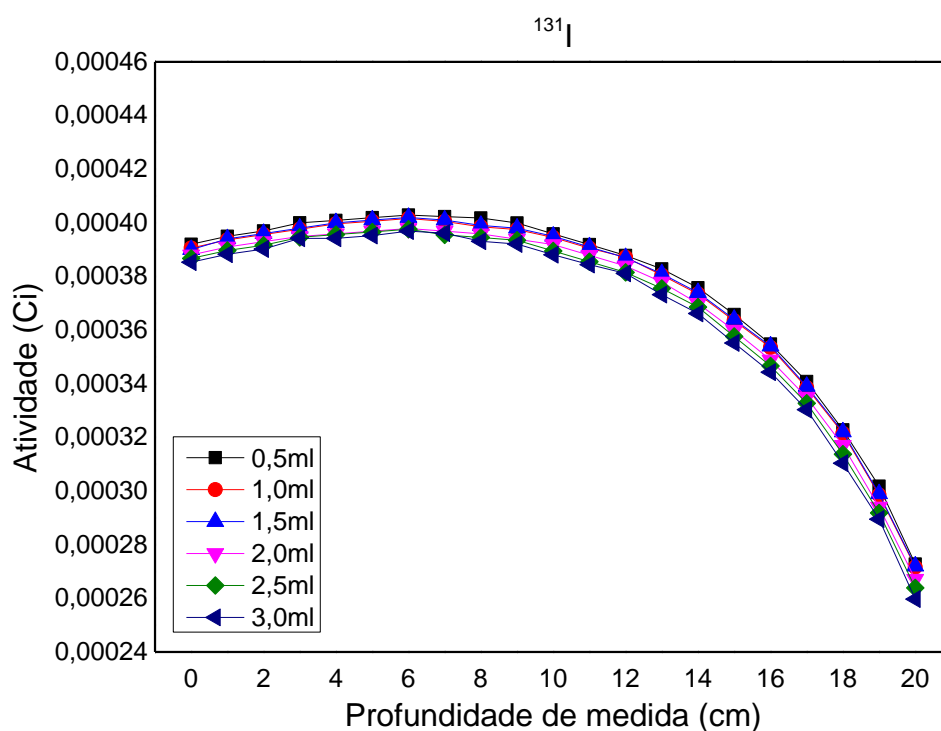
Tabela 8 – Resultados experimentais para a avaliação da altura ideal da fonte de  $^{201}\text{Tl}$  com a atividade corrigida para a data de referência em 16/12/2020 às 10:35:00.

$^{201}\text{Tl}$ Atividade (Ci)						
Altura (cm)	0,5ml	1ml	1,5ml	2ml	2,5ml	3ml
0	$2,979 \times 10^{-4}$	$2,963 \times 10^{-4}$	$2,958 \times 10^{-4}$	$2,952 \times 10^{-4}$	$2,946 \times 10^{-4}$	$2,940 \times 10^{-4}$
1	$3,009 \times 10^{-4}$	$2,993 \times 10^{-4}$	$2,987 \times 10^{-4}$	$2,972 \times 10^{-4}$	$2,966 \times 10^{-4}$	$2,970 \times 10^{-4}$
2	$3,038 \times 10^{-4}$	$3,033 \times 10^{-4}$	$3,017 \times 10^{-4}$	$2,982 \times 10^{-4}$	$2,995 \times 10^{-4}$	$2,989 \times 10^{-4}$
3	$3,058 \times 10^{-4}$	$3,052 \times 10^{-4}$	$3,027 \times 10^{-4}$	$3,011 \times 10^{-4}$	$3,015 \times 10^{-4}$	$3,009 \times 10^{-4}$
4	$3,068 \times 10^{-4}$	$3,062 \times 10^{-4}$	$3,046 \times 10^{-4}$	$3,021 \times 10^{-4}$	$3,024 \times 10^{-4}$	$3,028 \times 10^{-4}$
5	$3,077 \times 10^{-4}$	$3,072 \times 10^{-4}$	$3,056 \times 10^{-4}$	$3,041 \times 10^{-4}$	$3,044 \times 10^{-4}$	$3,038 \times 10^{-4}$
6	$3,086 \times 10^{-4}$	$3,081 \times 10^{-4}$	$3,066 \times 10^{-4}$	$3,060 \times 10^{-4}$	$3,054 \times 10^{-4}$	$3,039 \times 10^{-4}$
7	$3,087 \times 10^{-4}$	$3,082 \times 10^{-4}$	$3,072 \times 10^{-4}$	$3,060 \times 10^{-4}$	$3,043 \times 10^{-4}$	$3,038 \times 10^{-4}$
8	$3,077 \times 10^{-4}$	$3,071 \times 10^{-4}$	$3,065 \times 10^{-4}$	$3,050 \times 10^{-4}$	$3,043 \times 10^{-4}$	$3,027 \times 10^{-4}$
9	$3,066 \times 10^{-4}$	$3,051 \times 10^{-4}$	$3,045 \times 10^{-4}$	$3,040 \times 10^{-4}$	$3,023 \times 10^{-4}$	$3,017 \times 10^{-4}$
10	$3,056 \times 10^{-4}$	$3,041 \times 10^{-4}$	$3,025 \times 10^{-4}$	$3,029 \times 10^{-4}$	$3,013 \times 10^{-4}$	$2,997 \times 10^{-4}$
11	$3,026 \times 10^{-4}$	$3,011 \times 10^{-4}$	$2,995 \times 10^{-4}$	$2,990 \times 10^{-4}$	$2,983 \times 10^{-4}$	$2,967 \times 10^{-4}$
12	$2,986 \times 10^{-4}$	$2,980 \times 10^{-4}$	$2,965 \times 10^{-4}$	$2,950 \times 10^{-4}$	$2,933 \times 10^{-4}$	$2,937 \times 10^{-4}$
13	$2,946 \times 10^{-4}$	$2,940 \times 10^{-4}$	$2,925 \times 10^{-4}$	$2,910 \times 10^{-4}$	$2,883 \times 10^{-4}$	$2,878 \times 10^{-4}$
14	$2,885 \times 10^{-4}$	$2,880 \times 10^{-4}$	$2,875 \times 10^{-4}$	$2,850 \times 10^{-4}$	$2,844 \times 10^{-4}$	$2,818 \times 10^{-4}$
15	$2,825 \times 10^{-4}$	$2,810 \times 10^{-4}$	$2,795 \times 10^{-4}$	$2,780 \times 10^{-4}$	$2,764 \times 10^{-4}$	$2,739 \times 10^{-4}$
16	$2,755 \times 10^{-4}$	$2,710 \times 10^{-4}$	$2,695 \times 10^{-4}$	$2,690 \times 10^{-4}$	$2,665 \times 10^{-4}$	$2,650 \times 10^{-4}$
17	$2,615 \times 10^{-4}$	$2,601 \times 10^{-4}$	$2,596 \times 10^{-4}$	$2,581 \times 10^{-4}$	$2,556 \times 10^{-4}$	$2,541 \times 10^{-4}$
18	$2,495 \times 10^{-4}$	$2,461 \times 10^{-4}$	$2,446 \times 10^{-4}$	$2,442 \times 10^{-4}$	$2,417 \times 10^{-4}$	$2,392 \times 10^{-4}$
19	$2,325 \times 10^{-4}$	$2,291 \times 10^{-4}$	$2,277 \times 10^{-4}$	$2,263 \times 10^{-4}$	$2,248 \times 10^{-4}$	$2,214 \times 10^{-4}$
20	$2,116 \times 10^{-4}$	$2,082 \times 10^{-4}$	$2,068 \times 10^{-4}$	$2,044 \times 10^{-4}$	$2,020 \times 10^{-4}$	$1,996 \times 10^{-4}$

Fonte: Autora da dissertação.

Analisando os dados obtidos para o radionuclídeo  $^{131}\text{I}$  demonstrados na Figura 34 e Tabela 9 podemos definir que para todos os volumes em estudo foi indicado o posicionamento do frasco 10R-Shott em torno de 6 cm de distância do fundo do poço. Deste modo temos a eficiência máxima do detector neste ponto, tendo um ganho de 2,5% a 2,9% no valor da atividade lida comparada ao o ponto 0. Neste estudo obteve-se uma variação total da atividade de  $\pm 29,6\%$  a 31% do ponto 0 ao ponto 20.

Figura 34 – Resultados experimentais do comportamento do ativímetro ao variar a distância da fonte de  $^{131}\text{I}$ .



Fonte: Autora da dissertação.

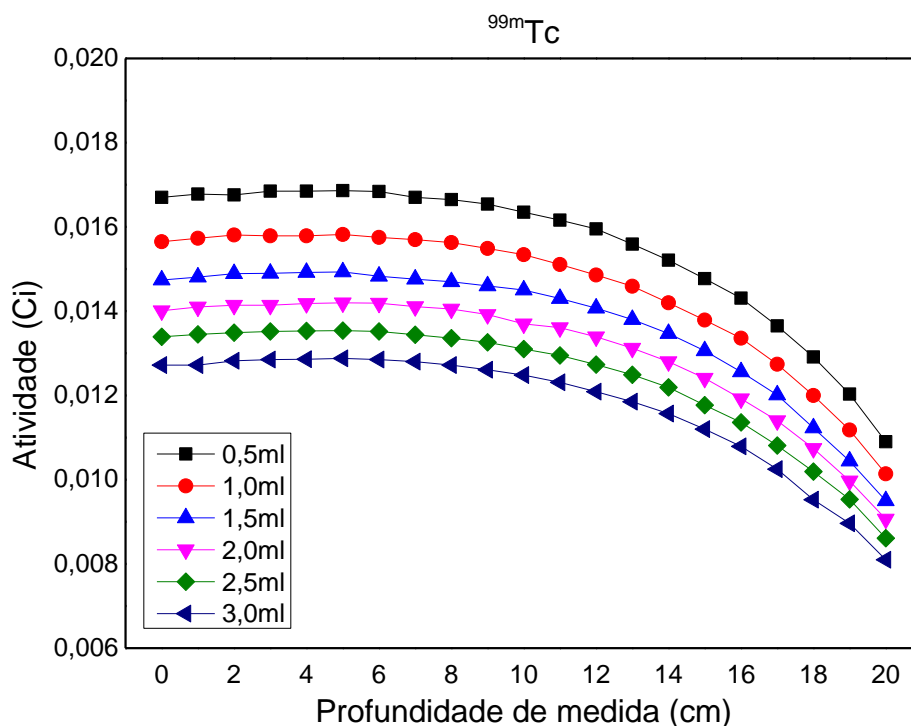
Tabela 9 – Resultados experimentais para a avaliação da altura ideal da fonte de  $^{131}\text{I}$  corrigido para a data de referência em 06/05/2021 10:21:00.

$^{131}\text{I}$ Atividade (Ci)						
Altura (cm)	0,5ml	1ml	1,5ml	2ml	2,5ml	3ml
0	$3,920 \times 10^{-4}$	$3,906 \times 10^{-4}$	$3,893 \times 10^{-4}$	$3,880 \times 10^{-4}$	$3,867 \times 10^{-4}$	$3,853 \times 10^{-4}$
1	$3,950 \times 10^{-4}$	$3,936 \times 10^{-4}$	$3,923 \times 10^{-4}$	$3,910 \times 10^{-4}$	$3,897 \times 10^{-4}$	$3,883 \times 10^{-4}$
2	$3,970 \times 10^{-4}$	$3,956 \times 10^{-4}$	$3,943 \times 10^{-4}$	$3,930 \times 10^{-4}$	$3,916 \times 10^{-4}$	$3,902 \times 10^{-4}$
3	$4,000 \times 10^{-4}$	$3,976 \times 10^{-4}$	$3,963 \times 10^{-4}$	$3,949 \times 10^{-4}$	$3,946 \times 10^{-4}$	$3,942 \times 10^{-4}$
4	$4,009 \times 10^{-4}$	$3,996 \times 10^{-4}$	$3,982 \times 10^{-4}$	$3,969 \times 10^{-4}$	$3,956 \times 10^{-4}$	$3,942 \times 10^{-4}$
5	$4,019 \times 10^{-4}$	$4,006 \times 10^{-4}$	$3,982 \times 10^{-4}$	$3,978 \times 10^{-4}$	$3,966 \times 10^{-4}$	$3,952 \times 10^{-4}$
6	$4,029 \times 10^{-4}$	$4,016 \times 10^{-4}$	$3,992 \times 10^{-4}$	$3,979 \times 10^{-4}$	$3,976 \times 10^{-4}$	$3,969 \times 10^{-4}$
7	$4,019 \times 10^{-4}$	$4,005 \times 10^{-4}$	$3,982 \times 10^{-4}$	$3,969 \times 10^{-4}$	$3,955 \times 10^{-4}$	$3,961 \times 10^{-4}$
8	$4,009 \times 10^{-4}$	$3,985 \times 10^{-4}$	$3,972 \times 10^{-4}$	$3,959 \times 10^{-4}$	$3,945 \times 10^{-4}$	$3,931 \times 10^{-4}$
9	$3,999 \times 10^{-4}$	$3,975 \times 10^{-4}$	$3,952 \times 10^{-4}$	$3,939 \times 10^{-4}$	$3,935 \times 10^{-4}$	$3,921 \times 10^{-4}$
10	$3,959 \times 10^{-4}$	$3,945 \times 10^{-4}$	$3,922 \times 10^{-4}$	$3,919 \times 10^{-4}$	$3,895 \times 10^{-4}$	$3,881 \times 10^{-4}$
11	$3,919 \times 10^{-4}$	$3,905 \times 10^{-4}$	$3,892 \times 10^{-4}$	$3,879 \times 10^{-4}$	$3,855 \times 10^{-4}$	$3,844 \times 10^{-4}$
12	$3,878 \times 10^{-4}$	$3,882 \times 10^{-4}$	$3,852 \times 10^{-4}$	$3,839 \times 10^{-4}$	$3,815 \times 10^{-4}$	$3,811 \times 10^{-4}$
13	$3,828 \times 10^{-4}$	$3,805 \times 10^{-4}$	$3,792 \times 10^{-4}$	$3,779 \times 10^{-4}$	$3,755 \times 10^{-4}$	$3,732 \times 10^{-4}$
14	$3,758 \times 10^{-4}$	$3,735 \times 10^{-4}$	$3,712 \times 10^{-4}$	$3,699 \times 10^{-4}$	$3,686 \times 10^{-4}$	$3,662 \times 10^{-4}$
15	$3,658 \times 10^{-4}$	$3,635 \times 10^{-4}$	$3,612 \times 10^{-4}$	$3,599 \times 10^{-4}$	$3,576 \times 10^{-4}$	$3,552 \times 10^{-4}$
16	$3,548 \times 10^{-4}$	$3,535 \times 10^{-4}$	$3,512 \times 10^{-4}$	$3,489 \times 10^{-4}$	$3,466 \times 10^{-4}$	$3,443 \times 10^{-4}$
17	$3,408 \times 10^{-4}$	$3,385 \times 10^{-4}$	$3,362 \times 10^{-4}$	$3,349 \times 10^{-4}$	$3,327 \times 10^{-4}$	$3,303 \times 10^{-4}$
18	$3,228 \times 10^{-4}$	$3,215 \times 10^{-4}$	$3,282 \times 10^{-4}$	$3,170 \times 10^{-4}$	$3,137 \times 10^{-4}$	$3,104 \times 10^{-4}$
19	$3,018 \times 10^{-4}$	$2,985 \times 10^{-4}$	$2,973 \times 10^{-4}$	$2,940 \times 10^{-4}$	$2,918 \times 10^{-4}$	$2,895 \times 10^{-4}$
20	$2,728 \times 10^{-4}$	$2,716 \times 10^{-4}$	$2,693 \times 10^{-4}$	$2,671 \times 10^{-4}$	$2,639 \times 10^{-4}$	$3,853 \times 10^{-4}$

Fonte: Autora da dissertação.

A Figura 35 e a Tabela 10 demonstrou que, o frasco 10R-Schott contendo  $^{99m}\text{Tc}$  um comportamento distinto dos demais radionuclídeos em estudo, obtendo a eficiência máxima do detector ao posicioná-lo 5 cm acima do fundo do poço. Por outro lado, o  $^{99m}\text{Tc}$  foi o radionuclídeo que apresentou uma menor variação do valor máximo medido do ponto 0 ao ponto máximo de eficiência, totalizando um aumento de apenas 0,98% da atividade. Porém quando analisamos o ponto 0 com o ponto 20, encontramos a maior diferença registrada entre os radionuclídeos em estudo, chegando de 34,4% a 35,8% de desvio.

Figura 35 – Resultados experimentais do comportamento do ativímetro ao variar a distância da fonte de  $^{99m}\text{Tc}$ .



Fonte: Autora da dissertação.

Tabela 10 – Resultados experimentais para a avaliação da altura ideal da fonte de  $^{99m}\text{Tc}$  corrigida para a data de referência em 06/05/2021 às 13:01:00.

Altura (cm)	$^{99m}\text{Tc}$ Atividade (Ci)					
	0,5ml	1ml	1,5ml	2ml	2,5ml	3ml
0	$1,670 \times 10^{-2}$	$1,565 \times 10^{-2}$	$1,474 \times 10^{-2}$	$1,401 \times 10^{-2}$	$1,339 \times 10^{-2}$	$1,272 \times 10^{-2}$
1	$1,678 \times 10^{-2}$	$1,573 \times 10^{-2}$	$1,481 \times 10^{-2}$	$1,410 \times 10^{-2}$	$1,345 \times 10^{-2}$	$1,272 \times 10^{-2}$
2	$1,676 \times 10^{-2}$	$1,581 \times 10^{-2}$	$1,489 \times 10^{-2}$	$1,414 \times 10^{-2}$	$1,349 \times 10^{-2}$	$1,282 \times 10^{-2}$
3	$1,685 \times 10^{-2}$	$1,579 \times 10^{-2}$	$1,490 \times 10^{-2}$	$1,414 \times 10^{-2}$	$1,352 \times 10^{-2}$	$1,285 \times 10^{-2}$
4	$1,685 \times 10^{-2}$	$1,579 \times 10^{-2}$	$1,492 \times 10^{-2}$	$1,418 \times 10^{-2}$	$1,353 \times 10^{-2}$	$1,286 \times 10^{-2}$
5	$1,686 \times 10^{-2}$	$1,582 \times 10^{-2}$	$1,493 \times 10^{-2}$	$1,420 \times 10^{-2}$	$1,354 \times 10^{-2}$	$1,288 \times 10^{-2}$
6	$1,684 \times 10^{-2}$	$1,575 \times 10^{-2}$	$1,483 \times 10^{-2}$	$1,419 \times 10^{-2}$	$1,352 \times 10^{-2}$	$1,285 \times 10^{-2}$
7	$1,670 \times 10^{-2}$	$1,570 \times 10^{-2}$	$1,476 \times 10^{-2}$	$1,411 \times 10^{-2}$	$1,344 \times 10^{-2}$	$1,280 \times 10^{-2}$
8	$1,665 \times 10^{-2}$	$1,563 \times 10^{-2}$	$1,470 \times 10^{-2}$	$1,405 \times 10^{-2}$	$1,336 \times 10^{-2}$	$1,272 \times 10^{-2}$
9	$1,654 \times 10^{-2}$	$1,549 \times 10^{-2}$	$1,460 \times 10^{-2}$	$1,392 \times 10^{-2}$	$1,326 \times 10^{-2}$	$1,261 \times 10^{-2}$
10	$1,635 \times 10^{-2}$	$1,534 \times 10^{-2}$	$1,450 \times 10^{-2}$	$1,370 \times 10^{-2}$	$1,310 \times 10^{-2}$	$1,248 \times 10^{-2}$
11	$1,616 \times 10^{-2}$	$1,511 \times 10^{-2}$	$1,430 \times 10^{-2}$	$1,361 \times 10^{-2}$	$1,295 \times 10^{-2}$	$1,231 \times 10^{-2}$
12	$1,595 \times 10^{-2}$	$1,486 \times 10^{-2}$	$1,407 \times 10^{-2}$	$1,339 \times 10^{-2}$	$1,273 \times 10^{-2}$	$1,209 \times 10^{-2}$
13	$1,559 \times 10^{-2}$	$1,459 \times 10^{-2}$	$1,380 \times 10^{-2}$	$1,312 \times 10^{-2}$	$1,249 \times 10^{-2}$	$1,185 \times 10^{-2}$
14	$1,521 \times 10^{-2}$	$1,420 \times 10^{-2}$	$1,347 \times 10^{-2}$	$1,280 \times 10^{-2}$	$1,219 \times 10^{-2}$	$1,157 \times 10^{-2}$
15	$1,477 \times 10^{-2}$	$1,379 \times 10^{-2}$	$1,306 \times 10^{-2}$	$1,241 \times 10^{-2}$	$1,177 \times 10^{-2}$	$1,120 \times 10^{-2}$
16	$1,431 \times 10^{-2}$	$1,336 \times 10^{-2}$	$1,256 \times 10^{-2}$	$1,192 \times 10^{-2}$	$1,136 \times 10^{-2}$	$1,079 \times 10^{-2}$
17	$1,365 \times 10^{-2}$	$1,274 \times 10^{-2}$	$1,201 \times 10^{-2}$	$1,140 \times 10^{-2}$	$1,081 \times 10^{-2}$	$1,025 \times 10^{-2}$
18	$1,291 \times 10^{-2}$	$1,200 \times 10^{-2}$	$1,123 \times 10^{-2}$	$1,074 \times 10^{-2}$	$1,019 \times 10^{-2}$	$9,123 \times 10^{-3}$
19	$1,203 \times 10^{-2}$	$1,118 \times 10^{-2}$	$1,044 \times 10^{-2}$	$9,972 \times 10^{-3}$	$9,531 \times 10^{-3}$	$8,963 \times 10^{-3}$
20	$1,090 \times 10^{-2}$	$1,014 \times 10^{-2}$	$9,498 \times 10^{-3}$	$9,063 \times 10^{-3}$	$8,611 \times 10^{-3}$	$8,099 \times 10^{-3}$

Fonte: Autora da dissertação.

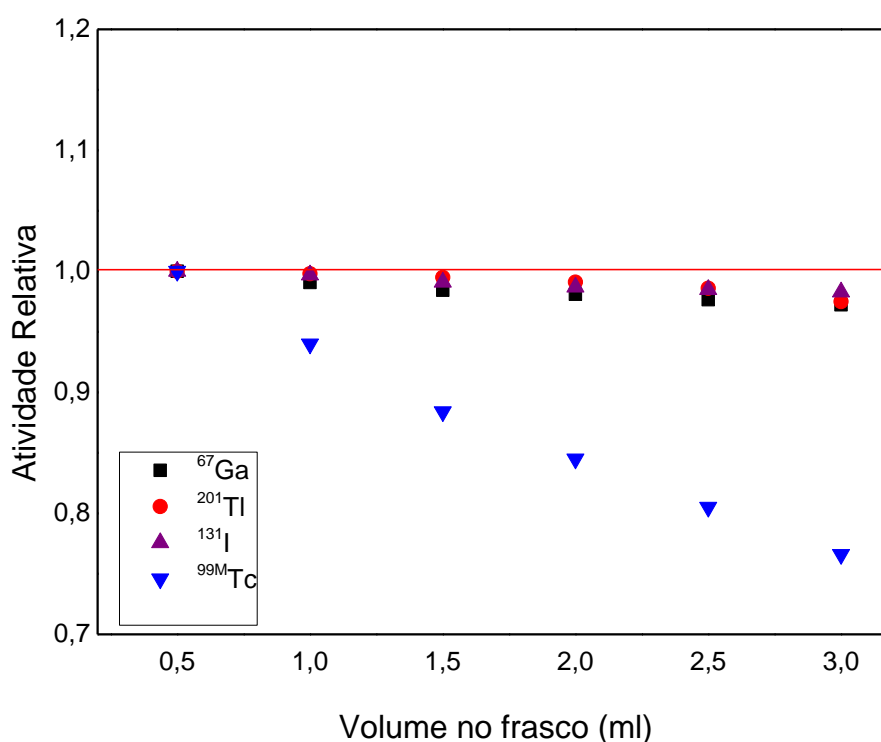


## 5.8 Resultados para as medições experimentais para a variação do volume utilizando o frasco 10R-Schott

Como visto no estudo pela simulação, a posição ideal da fonte dentro do detector irá variar conforme a quantidade de solução radioativa se encontra dentro do frasco de 10R-Schott. Ao realizar o mesmo estudo experimentalmente no LCI, foi escolhido manter o ponto 7 cm acima do fundo de acrílico para a comparação de resultados.

Os resultados da Figura 36 e Tabela 11 mostram similaridade aos resultados simulados, ao aumentar o volume, ocorrendo uma dispersão maior do número de partículas dentro do frasco, gerando a perda da eficiência de coleção no volume sensível da câmara de ionização.

Figura 36 – Resultados experimentais normalizados no ponto 7 em função do volume dentro do frasco 10R-Schott  $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{131}\text{I}$  e  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ .



Fonte: Autora da dissertação.

Tabela 11 – Resultados experimentais normalizados no ponto 7 em função do volume dentro do frasco 10R-Schott  $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{131}\text{I}$  e  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ .

Volume (ml)	Atividade Relativa			
	$^{67}\text{Ga}$	$^{201}\text{Tl}$	$^{131}\text{I}$	$^{99\text{m}}\text{Tc}$
0,5	1,000	1,000	1,000	1,000
1,0	0,991	0,998	0,997	0,940
1,5	0,984	0,995	0,991	0,884
2,0	0,981	0,991	0,987	0,845
2,5	0,976	0,986	0,984	0,805
3,0	0,972	0,975	0,986	0,766

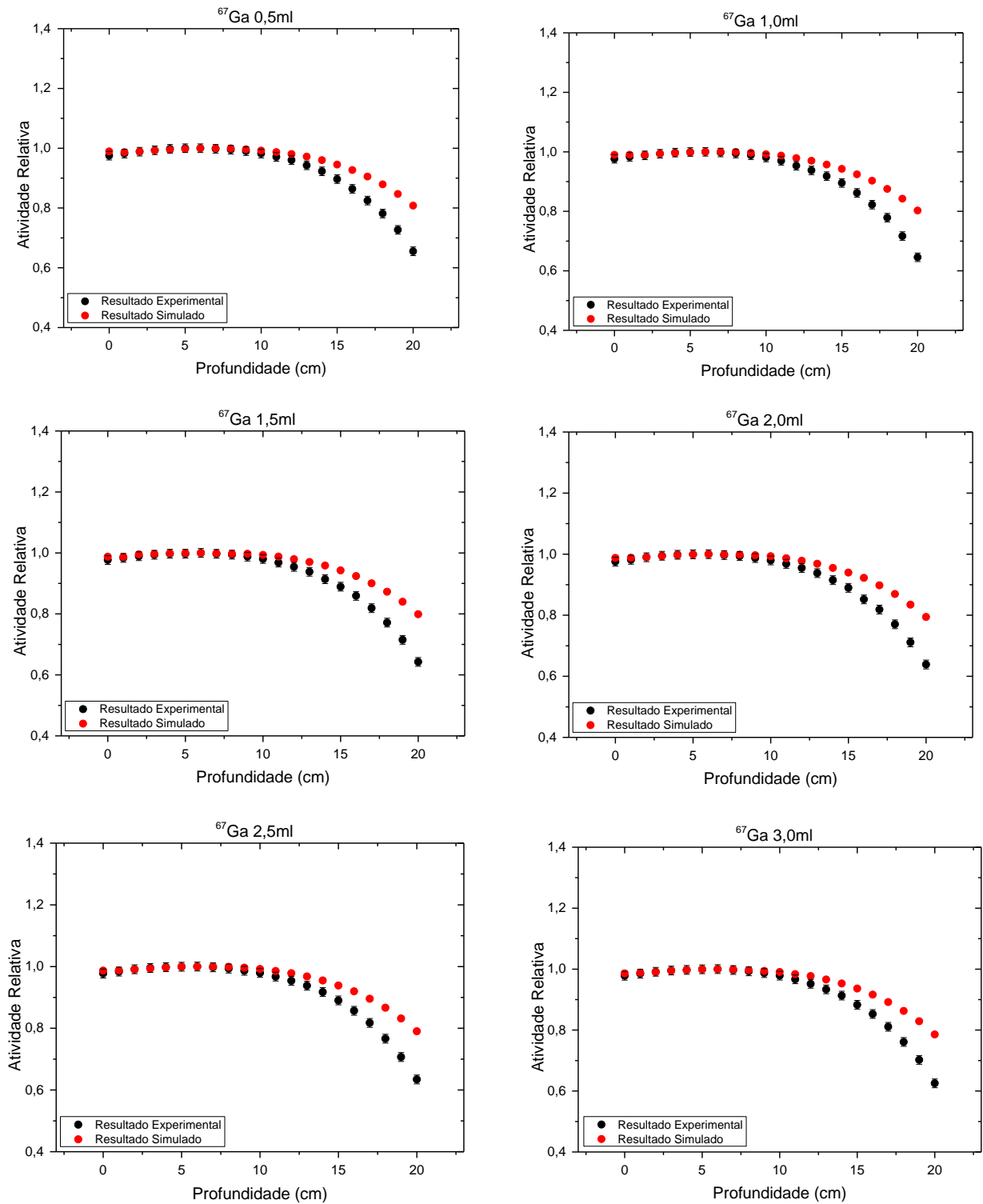
Fonte: Autora da dissertação.

### 5.9 Comparação entre resultados obtidos pelo MMC e medidas experimentais

A comparação dos dados foi demonstrada através da normalização da atividade no ponto de maior energia depositada nos resultados experimentais, deste modo os resultados serão demonstrados em atividade relativa. A figura 37 demonstra os gráficos dos resultados comparativos do comportamento do ativímetro ao variar o volume e a distância do frasco 10R-Schott contendo o radionuclídeo  $^{67}\text{Ga}$ , verificando o quão próximo os dados simulados e experimentais se apresentaram ao longo do estudo. Para este radionuclídeo os resultados foram normalizados no ponto 6, onde se obteve o ponto máximo de eficiência da câmara nos resultados experimentais.

A partir da análise dos resultados apresentados na Figura 37 é possível observar que até o ponto 10 os dados obtiveram uma diferença menor que 1%, sendo que até o ponto 15 esta diferença permanece dentro de uma faixa de  $\pm 5\%$ , desse ponto em diante os dados experimentais demonstram uma perda maior dos fótons coletados comparado aos dados da simulação, chegando a uma diferença de  $\pm 15\%$  no ponto 20 para todos os volumes em estudo.

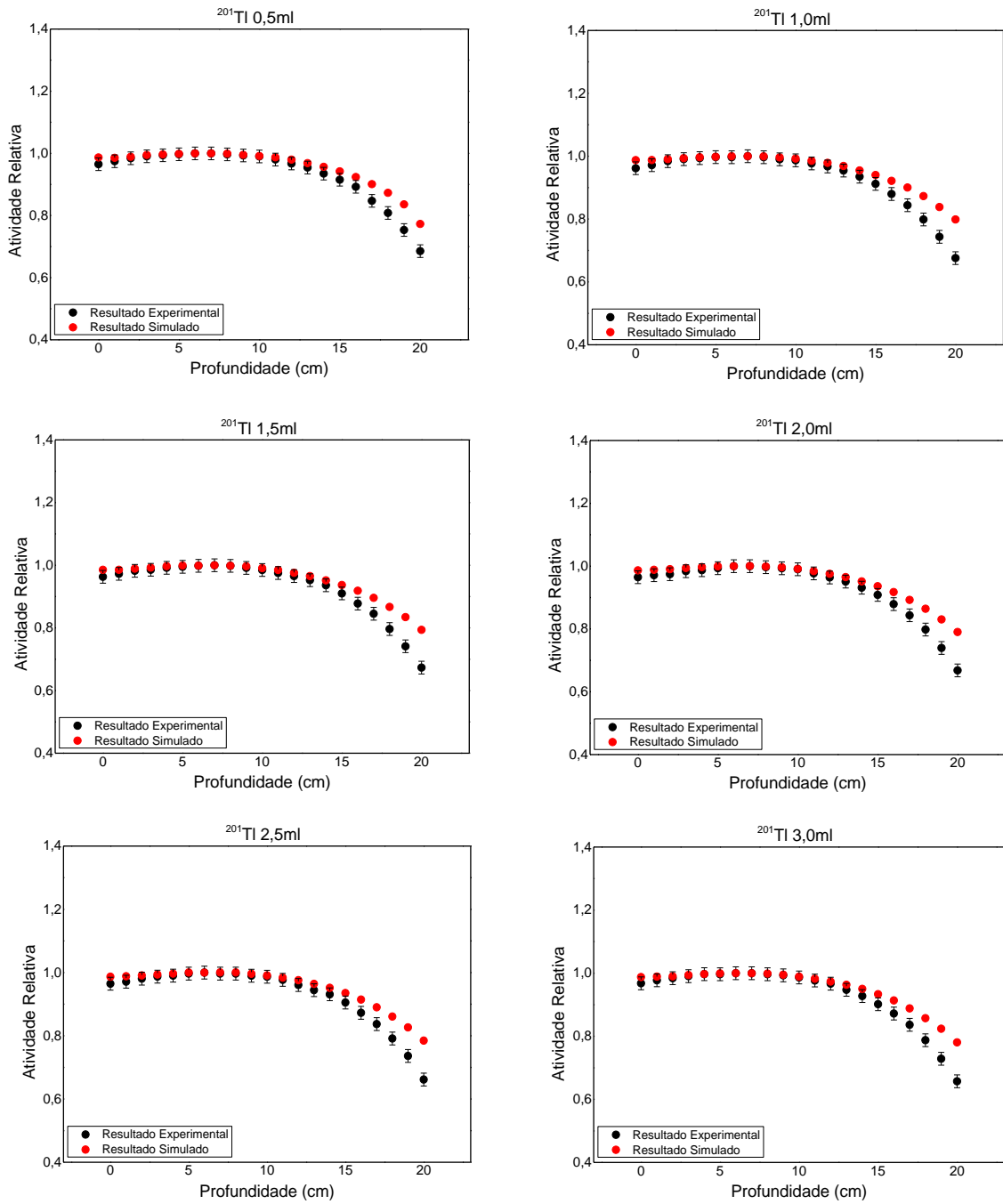
Figura 37 – Resultados comparativos do comportamento do ativímetro CRC-25R utilizando o radionuclídeo  $^{67}\text{Ga}$ .



Fonte: Autora da dissertação.

Analisando a Figura 38, pode-se analisar o comportamento do ativímetro ao variar o volume e a distância do frasco 10R-Shott contendo o radionuclídeo  $^{201}\text{Tl}$ , através de uma análise comparativa verificando o quão próximo os dados simulados e experimentais se apresentaram ao longo do estudo. Para este radionuclídeo os 3 primeiros volumes foram normalizados no ponto 6 e os demais volumes no ponto 7. Os resultados da Figura 38 mostram que as medições experimentais e simuladas apresentam respostas similares ao longo de todo o estudo. Podemos evidenciar que os dados se mantiveram dentro de 5% até o ponto 18. O ponto 19 apresentou uma diferença de  $\pm 8\%$  e o ponto 20 uma discrepância de 10%. No total a porcentagem de fótons dispersos chegou a 12,5% se compararmos o ponto 0 ao ponto 20.

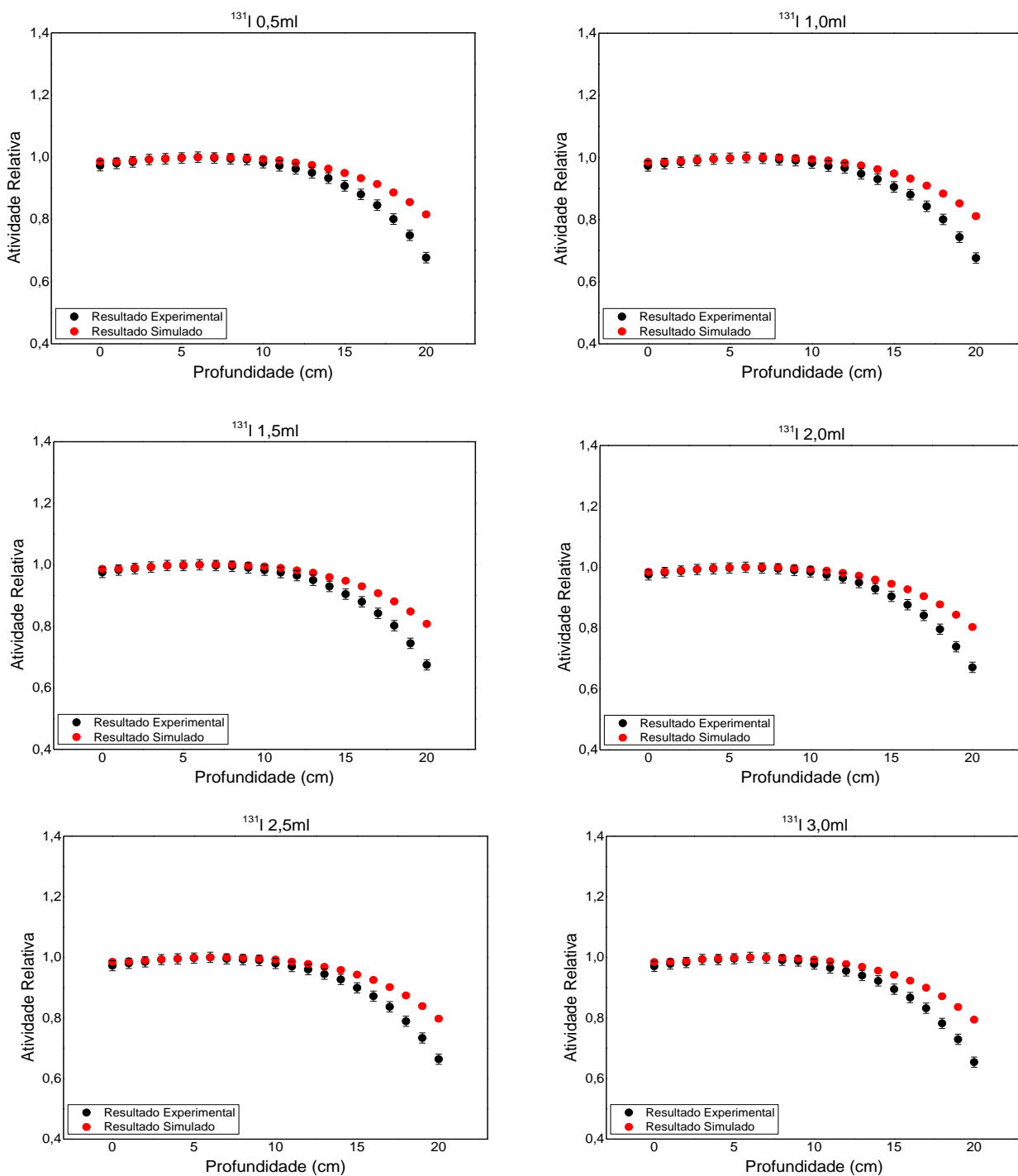
Figura 38 – Resultados comparativos do comportamento do ativímetro CRC-25R utilizando o radionuclídeo  $^{201}\text{Tl}$ .



Fonte: Autora da dissertação.

A fim de analisar o comportamento do ativímetro ao variar o volume e a distância do frasco 10R-Shott contendo o radionuclídeo  $^{131}\text{I}$ , a Figura 39 demonstra a análise dos resultados normalizados no ponto 7 para o radionuclídeo  $^{131}\text{I}$ . Neste caso, é possível observar que este radionuclídeo também apresentou um bom desempenho de comparação. Pode-se afirmar que até o ponto 13 o maior desvio registrado foi de aproximadamente 1,5%, deste ponto até o ponto 16 todos os resultados ficaram dentro de 4,5% de variação. Os pontos 17, 18, 19 e 20 foram os que apresentaram a maior diferença neste estudo, sendo de aproximadamente 7%, 9%, 12% e 16% respectivamente.

Figura 39 – Resultados comparativos do comportamento do ativímetro CRC-25R utilizando o radionuclídeo  $^{131}\text{I}$ .

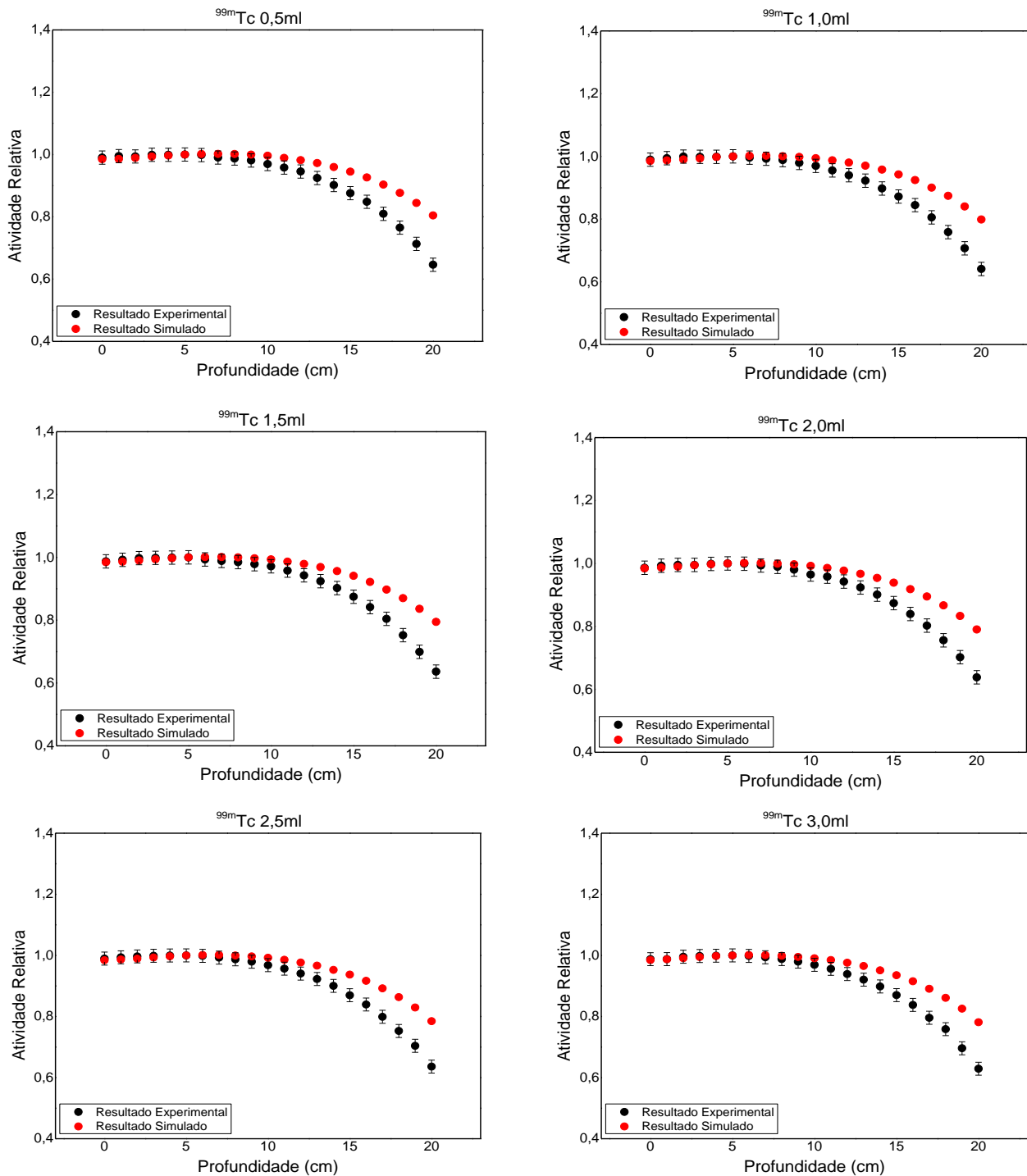


Fonte: Autora da dissertação.

A Figura 40 demonstra o  $^{99m}\text{Tc}$ , para este último radionuclídeo em estudo os dados foram normalizados no ponto 5, representando o ponto máximo de eficiência da câmara nos resultados experimentais. Pela análise realizada, constatou-se que o comportamento do ativímetro ao variar o volume e a distância do frasco 10R-Shott contendo o radionuclídeo  $^{99m}\text{Tc}$  foi o que apresentou uma maior discrepância. Isso porque nos dados simulados a posição ideal ficou em torno do ponto 6 e 7 e nas medidas experimentais obteve-se a melhor leitura no ponto 5. Analisando os dados podemos destacar que até o ponto 12 obteve-se uma variação máxima de 5% entre as comparações. A maior discrepância encontrada foi no ponto 20 onde a diferença dos resultados foi de aproximadamente 16%.



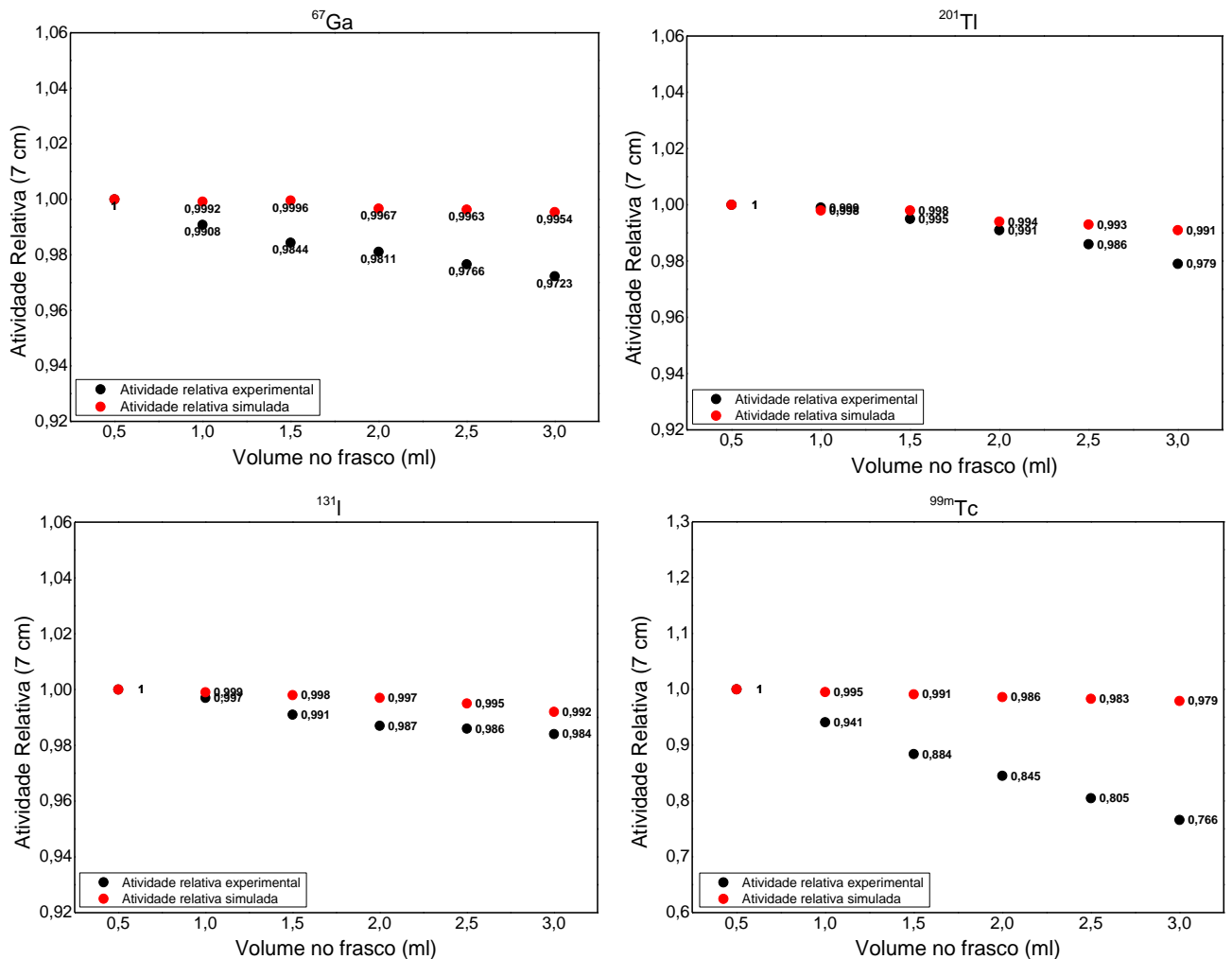
Figura 40 – Resultados comparativos do comportamento do ativímetro CRC-25R utilizando o radionuclídeo  $^{99m}\text{Tc}$ .



Fonte: Autora da dissertação.

Uma análise mais detalhada foi feita a fim de avaliar as diferenças dos resultados simulados e dos resultados experimentais ao se tratar da variação do volume dentro do frasco 10R-Schott, o ponto 7 foi escolhido para normalizar os resultados. É possível observar na Figura 41 que os resultados simulados apresentam uma dispersão menor das partículas ao aumentar o volume dentro do frasco 10R-Schott. De qualquer modo, podemos comprovar que independente do radionuclídeo em estudo, seja ele  $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{131}\text{I}$  ou  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ , ao aumentar o volume dentro do frasco, o número de partículas contadas diminuirá gradativamente, afetando na leitura correta da atividade final, sendo necessário sempre considerar a correção do volume e sua incerteza.

Figura 41 – Resultados comparativos do comportamento do ativímetro CRC-25R ao variar o volume dos radionuclídeos  $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{131}\text{I}$  e  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  no ponto 6.



Fonte: Autora da dissertação.

### 5.10 Estimativas das incertezas avaliadas nas medições da atividade no ativímetro

A seguir estão apresentados os resultados obtidos para os cálculos da incerteza padrão combinada e a incerteza expandida dos testes de desempenho aplicados no equipamento CRC-25R da marca Capintec. Nas Tabelas 12 a 15 estão descritas, para cada um dos radionuclídeos utilizados, os componentes das incertezas de medidas e os resultados de incerteza combinada e expandida.

Tabela 12 – Incertezas de medição da atividade de  $^{67}\text{Ga}$ .

<b>Fonte de incerteza</b>	<b><math>u_A</math> (%)</b>	
Estatística (repetibilidade)		0,14
Fator de Calibração		1,4
Volume no frasco		0,1
Resolução da escala do visor digital		0,001
Posicionamento		0,3
Decaimento radioativo		0,001
Linearidade (Controle de qualidade)		0,04
<b>Incerteza combinada</b>	<b>k = 1</b>	<b>1,44</b>
<b>Incerteza expandida</b>	<b>k = 2</b>	<b>2,89</b>

Fonte: Autora da dissertação.

Tabela 13 – Incertezas de medição da atividade de  $^{201}\text{Tl}$ .

<b>Fonte de incerteza</b>	<b><math>u_A</math> (%)</b>	
Estatística (repetibilidade)		0,14
Fator de Calibração		2
Volume no frasco		0,1
Resolução da escala do visor digital		0,001
Posicionamento		0,3
Decaimento radioativo		0,002
Linearidade (Controle de qualidade)		0,04
<b>Incerteza combinada</b>	<b>k = 1</b>	<b>2,03</b>
<b>Incerteza expandida</b>	<b>k = 2</b>	<b>4,06</b>

Fonte: Autora da dissertação.

Tabela 14 – Incertezas de medição da atividade de  $^{131}\text{I}$ .

<b>Fonte de incerteza</b>	<b><math>u_A</math> (%)</b>	
Estatística (repetibilidade)		0,18
Fator de Calibração		1,65
Volume no frasco		0,1
Resolução do visor digital		0,002
Posicionamento		0,3
Decaimento radioativo		0,002
Linearidade (Controle de qualidade)		0,04
<b>Incerteza combinada</b>	<b>k = 1</b>	<b>1,69</b>
<b>Incerteza expandida</b>	<b>k = 2</b>	<b>3,38</b>

Fonte: Autora da dissertação.

Tabela 15 – Incertezas de medição da atividade de  $^{99m}\text{Tc}$ .

<b>Fonte de incerteza</b>	<b><math>u_A</math> (%)</b>	
Estatística (repetibilidade)		0,16
Fator de Calibração		2,1
Volume no frasco		0,1
Resolução do visor digital		0,01
Posicionamento		0,3
Decaimento radioativo		0,01
Linearidade (Controle de qualidade)		0,04
<b>Incerteza combinada</b>	<b>k = 1</b>	<b>2,13</b>
<b>Incerteza expandida</b>	<b>k = 2</b>	<b>4,26</b>

Fonte: Autora da dissertação.

Analisando as Tabelas anteriores pode-se observar que, para todos os radionuclídeos avaliados, as estimativas de incertezas não ultrapassaram a ordem de aproximadamente 2,0 % de incerteza combinada e aproximadamente 4,0 % de incerteza expandida. Verifica-se que o componente de incerteza que mais contribui para esses valores é o fator de calibração determinado pelo fabricante, para cada radionuclídeo a ser medido. Daí a importância em se determinar um método de calibração que considere todas as variáveis e que traga a possibilidade de redução desta contribuição.

## 6 CONCLUSÕES

Após análise de todos os resultados, pode ser concluído que:

- O laboratório de calibração de ativímetros foi estruturado e montado de acordo com as normas da CNEN, a partir deste estudo o LCI passa a corroborar na implantação de novos métodos de calibração para ativímetros em todo o país;
- Os testes de controle de qualidade estabelecidos pela CNEN-NN-3.05 obtiveram resultados dentro dos limites aceitáveis;
- Os dados simulados utilizando o programa principal modular penEasy, de uso geral, baseado no pacote PENELOPE Monte Carlo, evidenciam que a câmara de ionização do tipo poço simulada possui um comportamento de resposta similar para todos os radionuclídeos em estudo;
- Ao levar a fonte mais próxima da borda superior da câmara, pode-se evidenciar o aumento de números de partículas dispersas, diminuindo a energia depositada no volume sensível.
- A maior deposição de energia pode ser medida sempre entre 5 cm, 6 cm e 7 cm em relação ao fundo do poço. Deste modo, é possível evidenciar uma área de maior deposição ao longo do detector. Esses resultados são observados tanto nas medições experimentais quanto nas simulações de MMC;
- A altura de eficiência máxima depende do radionuclídeo e do volume dentro do frasco em estudo;
- Quando se aumenta o volume de solução dentro do frasco, obtém-se uma maior distribuição das partículas e conseqüentemente uma dispersão maior, gerando a perda da eficiência de coleção no volume sensível da câmara de ionização;
- Utilizando as ferramentas de simulação de MMC foi possível validar todos os resultados experimentais obtidos;
- As análises de incerteza das medições mostram que todos os resultados estão dentro de uma incerteza expandida de aproximadamente 4,0% ( $k = 2$ ), compatíveis com o rigor metrológico exigido para a prática no LCI e de acordo com os formalismos nacionais e internacionais.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAPM - American Association of Physicist In Medicine. **The selection, use, calibration and quality control assurance of radionuclide calibrators used in nuclear medicine.** AAPM-TG-181. 2012.

ANTUNES, P.C.G. **Reconstrução de objetos simuladores segmentados aplicáveis à dosimetria de pele.** Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear - Reatores) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.

ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Boas práticas de fabricação (BPF) de Radiofarmácia.** Brasília. 2009.

BÉ, M.M. "Table of Radionuclides (Comments on evaluation)" Bureau International des Poids et Mesures. v. 1-5, p. 163. 2010.

BÉ, M.M. "Table of Radionuclides (Comments on evaluation)" Bureau International des Poids et Mesures. v. 8, p. 145. 2016.

BIELAJEW, A. F. **"Fundamentals of the Monte Carlo method for neutral and charged particle transport."** The University of Michigan, 2001.

BAKER, M. **Calibration of the NPL secondary standard radionuclide calibrator for the new 10R Schott, Type 1+ vials.** Applied Radiation and Isotopes, v. 63, n. 1, p. 71-77, 2005.

CNEN - COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica – CNEN-NN- 3.01.** Rio de Janeiro, 2014.

CNEN - COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Licenciamento de Instalações Radiativas – CNEN-NN- 6.02.** Rio de Janeiro, 2020.

CNEN - COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Regulamento para o transporte seguro de materiais radioativos – CNEN-NN- 5.01.** Rio de Janeiro, 2021.

CNEN - COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Requisitos de Radioproteção e Segurança para Serviços de Medicina Nuclear – CNEN-NN- 3.05.** Rio de Janeiro, 2013.

CNEN - COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Requisitos para o Registro de Pessoas Físicas para o Preparo, Uso e Manuseio Fontes Radioativas – CNEN-NN- 6.01.** Rio de Janeiro, 1999.

CNEN - COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Seleção e Escolha de Locais para Depósitos de Rejeitos Radioativos – CNEN-NN- 6.06.** Rio de Janeiro, 1990.

CNEN - COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Serviços de Radioproteção – CNEN-NN- 3.02.** Rio de Janeiro, 1988.

CORREIA, A. R. **Fatores de correção dos calibradores de radionuclídeos comerciais para várias geometrias de medição de radiofármacos.** Dissertação (Mestrado em Proteção Radiológica) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro. 2011.

CRC®-25R. **Radioisotope Dose Calibrator.** Manual Stock No. 9250-0122 May 9, 2017.

DA COSTA, A.P.M. **Teste de pureza radioquímica em serviços de medicina nuclear: calibrador de doses versus contador gama tipo poço.** Dissertação (mestrado profissional) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Ciências Médicas, Campinas, SP. 2018.

DE ANDRADE, E.A.L. **Rastreabilidade das medições do I-123 e F-18 realizadas nos ativímetros dos sistemas de produção de radiofármacos do Instituto de Engenharia Nuclear.** Dissertação (Mestrado em Proteção Radiológica) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro. 2014.

DE LIMA, J.J.P e LAPA P. **Física em medicina nuclear: temas e aplicações.** Coimbra: Imprensa da Universidade, 2008.

DE SOUSA C.H.S. **Estimativa das Incertezas Associadas aos Testes de Desempenho de Calibradores de Doses.** Dissertação (Mestrado em Proteção Radiológica) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro. 2013.

FERNANDES, V.S. **Desenvolvimento de método de análise de materiais equivalentes ao tecido humano por simulação Monte Carlo.** 2017. Dissertação (Mestrado em Física) - Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2017.

FOLHETO SCHOTT VIAL. [https://www.schott.com/d/pharmaceutical\\_packaging/33243f84-657e-49f9-97b4-06180b08ac7e/1.6/schott-brochure-schott-vials-english-20092017.pdf](https://www.schott.com/d/pharmaceutical_packaging/33243f84-657e-49f9-97b4-06180b08ac7e/1.6/schott-brochure-schott-vials-english-20092017.pdf); Pag. 11 Acesso em: 2020-06-30.

GADD R., BAKER M., NIJRAN K.S, OWENS S., THOMSON W., WOODS M.J and ZANANIRI F. **Protocol for establishing and maintaining the calibration of medical radionuclide calibrators and their quality control.** A national measurement good practice guide. Technical Report 93, National Physical Laboratory, Teddington, Middlesex, United Kingdom. 2006.

GARCÍA-TORAÑO, E., PEYRES V., SALVAT F. **PenNuc: Monte Carlo simulation of the decay of radionuclides,** Computer Physics Communications, Volume 245, 2019, <https://doi.org/10.1016/j.cpc.2019.08.002>. (<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010465519302267>) Acesso em: 2020-06-30.

GARCÍA-TORAÑO E., PEYRES V., BÉ M.M., DULIEU C., LÉPY M.C., SALVAT F. **Simulation of decay processes and radiation transport times in radioactivity measurements.** Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, v. 396, p. 43-49, 2017.

GUM - GUIA PARA A EXPRESSÃO DE INCERTEZA DE MEDIÇÃO. **Avaliação de dados de medição: guia para a expressão de incerteza de medição.** Duque de Caxias, RJ. 2012.

IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Quality Assurance for Radioactivity Measurement in Nuclear Medicine.** Technical Reports Series N°. 454. Vienna. 2006.

IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Activímetros – protocolo para el aseguramiento de la calidad de las mediciones.** Vienna, 2015.

INMETRO. **Avaliação de dados de medição Guia para a expressão de incerteza de medição (GUM 2008).** Duque de Caxias, RJ. p.138. 2008



IPEN. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. **CARD-IPEN cloreto de tálio (201Tl)**. 2019. [https://www.ipen.br/portal\\_por/conteudo/geral/1564\\_1357\\_BULA%20CARD-IPEN%20Profissional%20da%20saude.pdf](https://www.ipen.br/portal_por/conteudo/geral/1564_1357_BULA%20CARD-IPEN%20Profissional%20da%20saude.pdf). Acesso em: 2021-09-30.

IPEN. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. **GAL-IPEN, Citrato de gálio**. 2019 [https://www.ipen.br/portal\\_por/conteudo/geral/1558\\_1385\\_BULA%20GAL-IPEN%20Profissional%20da%20sa%C3%BAde.pdf](https://www.ipen.br/portal_por/conteudo/geral/1558_1385_BULA%20GAL-IPEN%20Profissional%20da%20sa%C3%BAde.pdf). Acesso em: 2021-09-30.

IPEN. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. **Gerador de TC**. 2019 [https://www.ipen.br/portal\\_por/conteudo/geral/1555\\_1387\\_BULA%20GERADOR%20IPEN-TEC%20Profissional%20da%20saude.pdf](https://www.ipen.br/portal_por/conteudo/geral/1555_1387_BULA%20GERADOR%20IPEN-TEC%20Profissional%20da%20saude.pdf). Acesso em 08.10.2021

IPEN. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. **IPEN programa atividade pelos 60 anos de produção de radiofármacos no Brasil**. 2019 [https://www.ipen.br/portal\\_por/portal/interna.php?secao\\_id=38&campo=12199](https://www.ipen.br/portal_por/portal/interna.php?secao_id=38&campo=12199). Acesso em 08.10.2021

IPEN. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. **Iodeto de sódio**. 2015 [https://www.ipen.br/portal\\_por/conteudo/geral/BULA%20IOD-IPEN-131%20Profissional%20da%20saude.pdf](https://www.ipen.br/portal_por/conteudo/geral/BULA%20IOD-IPEN-131%20Profissional%20da%20saude.pdf). Acesso em 08.10.2021

IWAHARA, A., TAUHATA, L., OLIVEIRA, A. E. D., NÍCOLI, I. G., ALABARSE, F. G., XAVIER, A. M. **Teste de proficiência para medições de radioatividade na medicina nuclear**. Radiologia Brasileira, 42(4), 255-259, 2009.

KAKOI, A.A.Y. **Análise da metodologia de calibração dos detectores de NaI(Tl) do Laboratório de Monitoração in vivo do IPEN pelo método de Monte Carlo**. 2013. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear - Aplicações) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, University of São Paulo, São Paulo, 2013. doi:10.11606/D.85.2013.tde-10022014-105712. Acesso em: 2020-06-22.

KNOLL, GLENN F.. **Radiation detection and measurement**. Reino Unido, Wiley, 2000.

KUAHARA, L.T. **Desenvolvimento de uma metodologia de calibração "in situ " de medidores de atividade**. 2017. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear - Aplicações) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2017. doi:10.11606/D.85.2017.tde-24072017-152855. Acesso em: 2020-06-24.

MARTINS, E.W., BUENO, L.K., POTIENS, M.P.A. **A new laboratory for activimeter calibration**. BRAZILIAN JOURNAL OF RADIATION SCIENCES, v. 8, p. 1-7, 2020.

METROPOLIS, N., **"The Begning of the Monte Carlo Method"**, Los Alamos Science, 1987, 15, p. 125-130.

MORAES, A.F. **A contribuição da cintilografia óssea na pesquisa de metástase óssea em pacientes portadores de carcinoma mamário**. Dissertação (Mestrado Profissional em Ciência e Tecnologia em Saúde) - Universidade Mogi das Cruzes, São Paulo, 2018.

NEVES, L.P. **Desenvolvimento e caracterização de câmaras de ionização cilíndricas como sistemas de referência para dosimetria de feixes de radiação de fótons**. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear - Aplicações) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares,

Universidade de São Paulo, 1, 2013. doi:10.11606/T.85.2013.tde-19112013-144350. Acesso em: 2021-08-02.

OLIVEIRA, A.E. **Garantia da rastreabilidade das medições de atividade dos radiofármacos no Brasil.** Dissertação (Mestrado em Proteção Radiológica) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro. 2019.

OLIVEIRA, P. A. C **Radionuclide Calibrators Inter-comparison Studies in Nuclear Medicine Centers Using in-situ Prepared 99mTc Sources Innovative Methodology Validation** (2013). Rev. L 2017/05/9 <https://capintec.com/support/manuals/crc-25r-dose-calibrator-manual/> Acesso em: 2020-06-30.

OKUNO, E., YOSHIMURA, E. M. **Física das radiações.** São Paulo: Oficina de Textos, 2010.

PIANOSCHI, T.A. **Avaliação do código de simulação Monte Carlo PENELOPE para aplicações em geometrias delgadas e feixes de radiodiagnóstico.** Dissertação (Mestrado em Ciências - Física Aplicada À Medicina E Biologia) – Faculdade De Filosofia, Ciências E Letras De Ribeirão Preto, Universidade De São Paulo, Ribeirão Preto, 2008.

Radiotraçadores. **Arq. Bras. Cardiol.**, São Paulo , v. 86, supl. 1, p. 14-15, Apr. 2006. Acesso em: 2021-09-30 <http://dx.doi.org/10.1590/S0066-782X2006000700004>.

RODRIGUES, L.N. **Metrologia das Radiações Ionizantes.** Revista Brasileira de Física Médica.; 3(1):69-75, 2009.

RODRIGUES, M. S. B., DE SÁ, L. V. **Quality control of the activity meter.** Congresso de Metrologia – Fortaleza 2017.

RUZZARIN, A. **Aspectos metrológicos na estimativa da dose efetiva de pacientes em medicina nuclear.** Dissertação (Mestrado em Proteção Radiológica) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro. 2015.

SANTOS, M.M. **Estudo De Uma Câmara De Ionização Tipo Poço Através De Simulação Monte Carlo,** 2009. Dissertação (Mestrado em Ciências - Física Aplicada À Medicina E Biologia) – Faculdade De Filosofia, Ciências E Letras De Ribeirão Preto, Universidade De São Paulo, Ribeirão Preto, 2009.

SALVAT, F. **PENELOPE-2018: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport.** OECD Nuclear Energy Agency. Available at <http://www.oecd-nea.org>.

SEMPAU J., BADAL A., BRUALLA L. **A PENELOPE-based system for the automated Monte Carlo simulation of clinacs and voxelized geometries--application to far-from-axis fields,** Med. Phys 38 5887-5895, 2011.

SEMPAU J, ANDREO P. **Configuration of the electron transport algorithm of PENELOPE to simulate ion chambers.** Phys Med Biol. Jul 21;51(14):3533-48. doi: 10.1088/0031-9155/51/14/017, 2006.

TAUHATA, L., SALATI, I. P. A., DI PRINZIO, R., DI PRINZIO, M. A. R. R. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. Rio de Janeiro. Instituto de Radioproteção e Dosimetria. IRD/CNEN - 9ª revisão novembro/2013 p.345.

TIEZZI, R. **Desenvolvimento de fontes radioativas seladas imobilizadas em resinas epóxi para verificação de detectores utilizados em Medicina Nuclear**. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear - Aplicações) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2016.

VÁSQUEZ M., HUANCA E., ZAMBRANA A., GUNNAR M., CASTRO O., CARVAJAL E. **Precisión y exactitud del calibrador de dosis: capintec crc 12 del laboratorio de radiofarmacia del instituto de medicina nuclear sucre control**. In: **Ciencias de la Salud TI**. ECORFAN, 2014. p. 59-66.

VERDECIA, P. O. **Activímetros - Protocolo Para el Aseguramiento de la Calidad de las Mediciones**. Documento Elaborado en los Marcos del Proyecto Arcal R1a 6074. Centro de Isótopos de Cuba, 2015.

VIM - VOCABULÁRIO INTERNACIONAL DE METROLOGIA. **Conceitos fundamentais e gerais e termos associados**. Duque de Caxias, RJ. INMETRO, 2012.

VUOLO, J. H. **Fundamentos da Teoria de Erros**. Editora Edgard Blucher. São Paulo, 1992.

YORIAZ. H **Método de Monte Carlo: Princípios e aplicações em física médica**. Revista Brasileira de Física Médica, 2009.

ZIESSMAN, H. A.; O'MALLEY, J. P. **Nuclear medicine: the requisites E-Book**. Elsevier Health Sciences, 2013.

**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES**  
Diretoria de Pesquisa, Desenvolvimento e Ensino  
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 – Cidade Universitária CEP: 05508-000  
Fone/Fax(0XX11) 3133-8908  
SÃO PAULO – São Paulo – Brasil  
<http://www.ipen.br>

**O IPEN é uma Autarquia vinculada à Secretaria de Desenvolvimento, associada à Universidade de São Paulo e gerida técnica e administrativamente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do Ministério da Ciência, Tecnologia, Inovações e Comunicações.**  
**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES**  
Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

