**Universidade do Estado do Rio de Janeiro**

Centro Biomédico

Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes

Vanessa Mondaini de Castro

# Validação do Método da Substituição para Calibração de Conjuntos Dosimétricos com Câmaras de Ionização do Tipo Poço para Braquiterapia

Rio de Janeiro

2023

Vanessa Mondaini de Castro

# Validação do Método da Substituição para Calibração de Conjuntos Dosimétricos com Câmaras de Ionização do Tipo Poço para Braquiterapia

Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Física Médica, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Radioterapia.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Frederico Estrada Alves

Coorientador: Prof. Dr. Sandro Passos Leite

Rio de Janeiro

2023

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/REDE SIRIUS/BIBLIOTECA CB-A

C355 Castro, Vanessa Mondaini.
Validação do Método da Substituição para Calibração de Conjuntos Dosimétricos com Câmara de Ionização do Tipo Poço para Braquiterapia / Vanessa Mondaini Castro. - 2023.
151 f.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Frederico Estrada Alves
Coorientador: Prof. Dr. Sandro Passos Leite

Dissertação (Mestrado profissional) - Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes. Pós-graduação em Física Médica.

1. Braquiterapia – Instrumentação – Teses. 2. Radiologia – Teses. 3. Neoplasias – Radioterapia – Teses. I. Alves, Carlos Frederico Estrada. II. Leite, Sandro Passos. III. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes. IV. Título.

CDU 615.84

Bibliotecário: Felipe Caldonazzo CRB7/7341

Autorizo apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, desde que citada a fonte.

_____ _____

Assinatura Data

Vanessa Mondaini de Castro

**Validação do Método da Substituição para Calibração de Conjuntos Dosimétricos com Câmaras de Ionização do Tipo Poço para Braquiterapia**

Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Física Médica, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Radioterapia.

Aprovada em 23 de junho de 2023.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Frederico Estrada Alves

Instituto de Biologia Roberto de Alcântara Gomes – UERJ

Banca Examinadora: _____

Prof.ª Dra. Camila Salata

Comissão Nacional de Energia Nuclear

_____

Prof. Dr. Carlos Eduardo Veloso de Almeida

Universidade do Estado do Rio de Janeiro – UERJ

_____

Prof. Dr. Mario Cesar Viegas Balthar

Fundação Técnico Educacional Souza Marques

_____

Prof. Dr. Sandro Passos Leite (Coorientador)

Fundação Técnico Educacional Souza Marques

Rio de Janeiro

2023

**DEDICATÓRIA**

“Dedico este trabalho a Deus, Onipresente
e presente em todos os dias da minha vida;
a meu esposo, Diego, sem seu incentivo,
paciência e apoio seria impossível
seguir adiante, aos amigos e familiares.”

## AGRADECIMENTO

Neste momento tão especial em minha jornada acadêmica, gostaria de expressar minha profunda gratidão a todos vocês por fazerem parte deste importante marco em minha vida. A conclusão deste mestrado representa não apenas a realização de um sonho pessoal, mas também o resultado do apoio, incentivo e dedicação de muitas pessoas incríveis.

Primeiramente, agradeço a Deus por me dar forças e orientação ao longo dessa trajetória. Sua presença em minha vida foi fundamental para enfrentar os desafios e superar as dificuldades ao longo desse percurso acadêmico.

A meu esposo, Diego, minha gratidão é imensa. Sua paciência, confiança inabalável e incentivo constante foram alicerces essenciais para que eu pudesse focar nos estudos e alcançar meus objetivos. Acreditar em mim mais do que eu mesma fez toda a diferença.

Aos meus amados pais, meu agradecimento por estarem ao meu lado, oferecendo apoio incondicional e compreensão durante os momentos em que precisei me dedicar intensamente aos estudos. Seu amor e suporte foram imprescindíveis para que eu pudesse concentrar-me em meu trabalho acadêmico.

Ao meu orientador, Carlos Frederico, sou grata por seu suporte contínuo, incentivo e pelos valiosos ensinamentos que me proporcionaram crescimento profissional e pessoal. Seus puxões de orelha foram essenciais para meu aprimoramento, e sou muito grata por sua orientação ao longo desse percurso.

Agradeço imensamente ao meu co-orientador, Sandro Leite, cujo apoio, dedicação e incentivo foram fundamentais para a conclusão bem-sucedida deste trabalho. Sem o seu tempo e comprometimento, esse feito não seria possível.

Agradeço também aos meus chefes, Luís Alexandre e Carlos Frederico, pela oportunidade de aprendizado e crescimento profissional proporcionados em meu ambiente de trabalho.

Ao amigo Alessandro Almeida, sou profundamente grata por seu imprescindível suporte na parte de informática, que foi de grande valia para o desenvolvimento do meu trabalho.

Aos colegas de trabalho, pela compreensão, apoio e incentivo ao longo de toda essa jornada.

Agradeço, ainda, à Física Maria Helena da Hora Maréchal, cuja expertise em Câmaras de Ionização do Tipo Poço, incentivo e apoio foram de extrema importância para a realização deste estudo.

Às Físicas Patrícia Milani e Aneli Oliveira da Silva, do Centro Universitário de Combate ao Câncer (CUCC/UERJ), minha gratidão pelo espaço cedido para a realização do trabalho e por toda a ajuda que nos foi oferecida.

Aos membros da minha banca de mestrado, composta pelos Doutores, Camila Salata, Carlos Eduardo de Almeida, Mario Balthar e Sandro Leite, minha profunda gratidão por tornarem possível a realização deste importante marco acadêmico em minha vida. Agradeço a cada um de vocês pelo tempo dedicado à leitura e avaliação minuciosa do meu trabalho, bem como pelos valiosos insights e sugestões que contribuíram para o aprimoramento desta pesquisa. Sinto-me honrada por ter tido a oportunidade de aprender com cada um de vocês e sou grata pela confiança depositada em meu trabalho.

Ao Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR) - UERJ, minha segunda casa, agradeço por me tornar a profissional que sou hoje e por proporcionar um ambiente propício ao aprendizado ao longo de todos esses anos de trabalho.

Também não posso deixar de mencionar o Departamento de Ciências Radiológicas (DCR/IBRAG/UERJ), pelo apoio e espaço concedidos no desenvolvimento deste trabalho.

Por fim, agradeço a todos aqueles que acreditaram na realização deste trabalho e me deram força e estímulo para prosseguir com essa pesquisa e alcançar o êxito em sua conclusão, meu mais sincero agradecimento. Vocês foram parte fundamental dessa trajetória e sou grata por cada gesto de apoio e encorajamento.

“É junto que muito custe o que muito vale.”

*Santa Teresa D’ávila*

# RESUMO

CASTRO, Vanessa Mondaini. **Validação do Método da Substituição para Calibração de Conjuntos Dosimétricos com Câmara de Ionização do Tipo Poço para Braquiterapia**. 2023. 151 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Física Médica) – Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2023.

O Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR) da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ) é o único no Brasil que realiza o serviço de calibração de câmaras de ionização do tipo poço, utilizadas pelo usuário para determinação da taxa de kerma no ar ($K_R$) de fontes de $^{192}$Ir de braquiterapia de alta taxa de dose. O valor do coeficiente de calibração ($N_K$) do conjunto dosimétrico do usuário é determinado por meio do $K_R$ obtido por uma câmara farmer utilizando o Método das Múltiplas Distâncias (MMD). A determinação do $K_R$ da fonte por esse método pode durar de quatro a seis horas, dependendo da atividade da fonte. Caso essa atividade esteja abaixo de 222 GBq (6 Ci), a determinação do $K_R$ pode se tornar inviável. Este trabalho apresenta o estudo realizado para implantar no LCR o Método da Substituição (MS). A calibração por meio do MS tem a vantagem de não depender da determinação do $K_R$ para a fonte utilizada na calibração, apenas do coeficiente de calibração do conjunto dosimétrico de referência. Através do MS, os conjuntos dosimétricos dos usuários serão calibrados em comparação a um conjunto dosimétrico de referência que foi definido a partir do histórico de estabilidades que os conjuntos dosimétricos do LCR possuem. A partir da escolha dessa câmara de referência, foi possível avaliar as componentes de incertezas baseadas da equação funcional do MS. As incertezas avaliadas para o $N_K$ do conjunto dosimétrico do usuário obtido por meio do MS, foi de ± 2,2 %, k=2. Esse valor encontrado para o MS está compatível com a incerteza do Método utilizado atualmente. Além da incerteza que mostra a viabilidade da aplicação do método, foram feitos três testes para aplicação do MS em dados de calibrações dispostas no banco de dados do LCR. Todos os testes realizados, tiveram o objetivo de verificar a diferença entre os $N_K$ obtido por meio do MMD e o $N_K$ determinado a partir do MS. A maior diferença encontrada nos testes foi de 1,57 %. Isso mostra que os resultados do MS são equivalentes aqueles obtidos pelo MMD, considerando o intervalo de incerteza estimado para ambos os métodos. Com os resultados obtidos neste trabalho, pode-se afirmar que MS pode ser utilizado no processo de calibração de conjuntos dosimétricos utilizados para determinação da taxa de kerma no ar de fontes de $^{192}$Ir de alta taxa de dose.

Palavras-chave: Braquiterapia de alta taxa de dose; Câmara de ionização do tipo poço; Calibração; Método da substituição; Incerteza.

## ABSTRACT

CASTRO, Vanessa Mondaini. *Validation of the Substitution Method for Calibrating Dosimetric Sets With Well-Type Ionization Chamber for Brachytherapy.* 2023. 151 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Física Médica) – Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2023.

The Laboratory of Radiological Sciences (LCR) of the State University of Rio de Janeiro (UERJ) is the only one in Brazil that performs the calibration service of well-type ionization chambers, used by the user to determine the air kerma rate ($K_R$) from high dose rate brachytherapy $^{192}$Ir sources. The value of the calibration coefficient ($N_K$) of the user's dosimetry set is determined by means of the $K_R$ obtained by a farmer camera using the Multiple Distance Method (MMD). Determining the $K_R$ of the source by this method can take from four to six hours, depending on the activity of the source. If this activity is below 222 GBq (6 Ci), the $K_R$ determination may become unfeasible. This paper presents the study carried out to implement the Substitution Method (MS) in the LCR. Calibration using MS has the advantage of not depending on the $K_R$ determination for the source used in the calibration, only on the calibration coefficient of the Reference dosimetry set. Through the MS, the users' dosimetry sets will be calibrated in comparison to a reference dosimetry set that was defined based on the history of stability that the LCR dosimetry sets have. From the choice of this reference chamber, it was possible to evaluate the uncertainty components based on the MS functional equation. The uncertainties evaluated for the $N_K$ of the user's dosimetric set obtained through the MS, was ± 2.2 %, k=2. This value found for MS is compatible with the uncertainty of the currently used method. In addition to the uncertainty that shows the feasibility of applying the method, three tests were performed to apply the MS to calibration data arranged in the LCR database. All the tests carried out had the objective of verifying the difference between the $N_K$ obtained through the MMD and the $N_K$ determined from the MS. The biggest difference found in the tests was 1.57 %. This shows that the MS results are equivalent to those obtained by the MMD, considering the uncertainty range estimated for both methods. With the results obtained in this work, it can be stated that MS can be used in the calibration process of dosimetric sets used to determine the air kerma rate of high dose rate $^{192}$Ir sources.



Keywords: High dose rate brachytherapy; Well type ionization chamber; Calibration; Cross-calibration; Uncertainty.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Distrubuição proporcional dos dez tipos de câncer mais incidentes estimados para 2023.....17
Figura 2 – Distribuição de novos casos de câncer de colo de útero no Brasil.....18
Figura 3 - Regiões de operação para detecção a gás .....31
Figura 4 – Câmara de Ionização tipo Farmer .....32
Figura 5 – Diagrama interno de uma câmara do tipo poço .....33
Figura 6 – Câmara do tipo poço fabricadas pela PTW e Standard Imaging .....34
Figura 7 – Imagem de uma fonte damy idêntica a fonte de $^{192}$Ir.....34
Figura 8 – Eletrômetro PTW .....35
Figura 9 – Equipamento de Pós-carga remota (robô) de Braquiterapia .....36
Figura 10 – Resposta típica de uma câmara do tipo poço na determinação do ponto de resposta máximo para uma fonte de $^{192}$Ir.....36
Figura 11 – Esquema elétrico do eletrômetro tipo integrador.....38
Figura 12 – Distribuição retangular ou uniforme .....44
Figura 13 – Distribuição Normal.....46
Figura 14 – Probabilidades típicas da distribuição normal .....46
Figura 15 – Desenho esquemático do sistema de posicionamento proposto por DIPRINZIO para realizar calibração da fonte de referência de $^{192}$Ir .....50
Figura 16 – Sistema de posicionamento para realizar calibração de fonte de referência de $^{192}$Ir.....51
Figura 17 – Esquema das incertezas.....64
Figura 18 – Suporte de controle da qualidade – Acrílico. (A) – visão frontal, (B) visão superior de dentro da caixa. (C) Visão traseira - Abertura na parte de trás por onde será introduzida a sonda de contato. .....132

# LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Estabilidade C1 ..... 72
Gráfico 2 – Estabilidade C2 ..... 72
Gráfico 3 – Estabilidade C3 ..... 73
Gráfico 4 - $N_K$ obtido através do MMD e aplicação do MS para o $N_K$ do Conjunto C2 ..... 75
Gráfico 5 - $N_K$ obtido através do MMD e aplicação do MS para o $N_K$ do Conjunto C3 ..... 76
Gráfico 6 - $N_K$ obtido através do MMD e aplicação do MS para o $N_K$ do Conjunto do Usuário 1.77
Gráfico 7 - $N_K$ obtido através do MMD e aplicação do MS para o $N_K$ do Conjunto do Usuário 2 78
Gráfico 8 - $N_K$ obtido através do MMD e aplicação do MS para o $N_K$ do Conjunto do Usuário 3 78
Gráfico 9 - $N_K$ obtido através do MMD e aplicação do MS para o $N_K$ do Conjunto do Usuário 4 79

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Componentes da incerteza associada à determinação do $K_R$ com o sistema UWADCL e pelo sistema LCR durante a comparação direta ..... 52
Tabela 2 – Componentes da incerteza associada à calibração de câmaras do tipo poço medida em UWADCL e no LCR em comparação direta ..... 53
Tabela 3 – Incertezas do $N_K$ do usuário para o Método da Substituição..... 74
Tabela 4 – Tabela da distribuição t-student..... 92
Tabela 5 – Comparação entre os métodos – Conjuntos C2 e C3 ..... 126
Tabela 6 – Comparação entre os métodos – CI fabricada pela Standard Imaging..... 127
Tabela 7 – Comparação entre os métodos – CI fabricada pela PTW..... 129
Tabela 8 - Comparação entre os métodos – Usuários 1 ao 4..... 131

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

| | |
|---|---|
| ABNT | Associação Brasileira de Normas Técnicas |
| CASEC | Comitê de Avaliação de Serviços de Ensaio e Calibração |
| CGCRE | Coordenação Geral de Acreditação do Inmetro |
| CNEN | Comissão Nacional de Energia Nuclear |
| DCR | Departamento de Ciências Radiológicas |
| DBB | Departamento de Biofísica e Biometria |
| IEC | International Electrotechnical Commission |
| HDR | High Dose Rate (Alta Taxa de Dose) |
| IBRAG | Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes |
| INCA | Instituto Nacional de Câncer |
| INMETRO | Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia |
| IRD | Instituto de Radioproteção e Dosimétrica |
| ISO | International Organization for Standardization |
| LABMETRO | Laboratório de Metrologia do LCR |
| LADS | Laboratório Acreditado de Calibração em Dosimetria |
| LCR | Laboratório de Ciências Radiológicas |
| LDR | Low Dose Rate (Baixa Taxa de Dose) |
| LNMRI | Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes |
| METRORAD | Metrologia das Radiações |
| MCTi | Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovações |
| MDR | Medium Dose Rate (Média Taxa de Dose) |
| MS | Método da Substituição |
| MMD | Método das Múltiplas Distâncias |
| PMMA | Poli metil Metacrilato |
| SBRT | Sociedade Brasileira de Radioterapia |
| SIBRATEC | Sistema Brasileiro de Tecnologia |
| SSDL | Laboratório de Dosimetria Padrão Secundário |
| SUS | Sistema Único de Saúde |
| TPS | Sistema de Planejamento do Tratamento |
| UERJ | Universidade do Estado do Rio de Janeiro |
| UWADCL | University of Wisconsin - Accredited Dosimetry Calibration Laboratory |

**SUMÁRIO**


**INTRODUÇÃO** ..... 16

1 **FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA** ..... 24

1.1 **Braquiterapia** ..... 24

1.1.1 Braquiterapia no Brasil ..... 24

1.1.2 Tipos de Fontes ..... 25

1.1.3 Braquiterapia com Equipamento de Pós Carregamento Remoto ..... 26

1.2 **Grandezas Dosimétricas** ..... 27

1.2.1 Atividade e Atividade Aparente ..... 27

1.2.2 Exposição ..... 28

1.2.3 Dose Absorvida ..... 28

1.2.4 Kerma no Ar ..... 28

1.2.5 Constante de taxa de kerma no ar ..... 29

1.2.6 Intensidade de Kerma do ar ..... 29

1.3 **Câmaras de Ionização Cavitária** ..... 30

1.3.1 Câmara de Ionização do Tipo Farmer ..... 32

1.3.2 Câmara de Ionização do Tipo Poço ..... 33

1.4 **Eletrômetro** ..... 37

1.5 **Incertezas** ..... 40

1.5.1 Incertezas Tipo A e Tipo B. ..... 41

1.5.2 Incertezas Padrão Combinada e Incerteza Expandida ..... 41

1.5.2.1 Grau de Liberdade ..... 42

1.5.3 Distribuição de Probabilidade ..... 43

1.5.3.1 Distribuição Retangular ..... 454

1.5.3.2 Distribuição Normal ..... 445

1.6 **Calibração de Câmaras ionização do Tipo Poço** ..... 46

1.6.1 Método das Múltiplas Distâncias ..... 48

1.6.1.1 Incerteza Aplicada ao Método das Múltiplas Distâncias ..... 52

1.6.2 Calibração de Conjunto Dosimétrico no LCR ..... 53

1.6.3 Método da Substituição ..... 57

2 **MATERIAIS E MÉTODOS** ..... 59

2.1 **Equipamentos Utilizados** ..... 59

2.2 **Metodologia utilizada para aplicação do Método da Substituição**.....62
2.2.1 Escolha do Conjunto Dosimétrico de Referência.....62
2.2.2 Avaliação da Incerteza do Método da Substituição.....63
2.2.2.1 Propagação da incerteza para o $N_{KCPU}$ determinado pelo MS.....64
2.2.2.1.1 Equação da Média corrigida de referência ($M_{REF}$).....65
2.2.2.1.2 Coeficiente de Calibração de Referência ($N_{KREF}$).....68
2.2.2.1.3 Equação da Média corrigida do Usuário ($M_{CPU}$).....69
2.2.3 Aplicação do Método da Substituição.....69
2.2.3.1 Teste 1.....70
2.2.3.2 Teste 2.....70
2.2.3.3 Teste 3.....70
2.2.4 Inserção do Método da Substituição no Sistema da Qualidade do LCR.....71
3 **RESULTADOS E DISCUSÕES**.....72
3.1 **Avaliação da Incerteza do Método da Substituição**.....74
3.2 **Resultado da aplicação do Método da Substituição**.....75
3.2.1 Teste 1.....75
3.2.2 Teste 2.....76
3.2.3 Teste 3.....77
3.3 **O Método da Substituição no Sistema da Qualidade do LCR**.....79
3.3.1 Controle da Qualidade.....80
3.3.2 Calibração do Conjunto Dosimétrico de Referência.....80
3.3.3 Calibração do Conjunto Dosimétrico do Usuário.....80
**CONCLUSÃO**.....82
**REFERÊNCIAS**.....84
**ANEXO A –** Certificado de calibração conjunto dosimétrico de referência – C1..88
**ANEXO B** - Tabela t-student.....92
**ANEXO C** – Balanço de Incertezas.....93
**ANEXO D** – Validação da planilha de avaliação de incertezas para o método da substituição.....93
**ANEXO E** – Comparação entre os métodos – conjuntos C2 e C3.....126
**ANEXO F** - Comparação entre os métodos – usuários.....127
**ANEXO G** – Comparação entre os métodos – usuários.....131
**ANEXO H** – Projeto caixa de acrílico.....132

**ANEXO I** – Procedimento – método da substituição – controle da qualidade e calibração.....133
**ANEXO J –** Planilha de calibração.....142
**ANEXO K** – Resumo do trabalho apresentado ao CBFM - 2023 .....144
**ANEXO L** – Resumo do trabalho submetido ao CBMRI - 2023 .....145

## INTRODUÇÃO

A radioterapia é uma modalidade de tratamento que utiliza radiações ionizantes, como raios-X ou fontes radioisotópicas, para eliminar as células cancerosas ou impedir sua multiplicação (INCA, 2023).

Pacientes com câncer quando submetidos à radioterapia, podem resultar em uma resposta positiva, com o desaparecimento do tumor e a cura da doença. Entretanto se a cura não for possível, a radioterapia pode contribuir para melhorar a qualidade de vida dos pacientes. O tratamento radioterápico pode reduzir o tamanho do tumor, aliviar a pressão, diminuir hemorragias, dores e outros sintomas, proporcionando um alívio significativo para os pacientes. Em alguns casos, a radioterapia pode ser usada em conjunto com a quimioterapia, que utiliza medicamentos específicos contra o câncer. Isso vai depender do tipo de tumor e da escolha do tratamento ideal para superar a doença (INCA, 2023).

De acordo com a localização do tumor, a radioterapia pode ser feita de duas formas: teleterapia (radioterapia externa) ou braquiterapia (intracavitária, intralumial ou intersticial).

A teleterapia, consiste na irradiação de um determinado volume alvo (tumor) com um feixe de radiação externo (a dada distância) geralmente de raios X ou de elétrons de alta energia produzidos por um acelerador linear, com aplicações, geralmente, diárias.

A braquiterapia é a aplicação direta de uma fonte de radiação no tecido ou órgão que necessita de tratamento. Essa fonte de radiação é, geralmente, um pequeno objeto radioativo que é inserido no tecido alvo ou próximo a ele.

As fontes de braquiterapia com alta taxa de dose utilizadas no Brasil, são as de $^{192}$Ir (irídio), que substituíram as fontes de $^{137}$Cs (césio). Equipamentos mais novos estão trazendo a alternativa do uso de $^{60}$Co (cobalto), já disponível no Brasil. Um dos benefícios do uso de uma fonte de $^{60}$Co está relacionado a uma meia vida maior de 5,27 anos, em relação à fonte de $^{192}$Ir que possui uma meia vida de 73,83 dias (SBR, 2019).

A burocracia de importação de fontes, no Brasil, principalmente em isótopos de meia vida mais curta, como o $^{192}$Ir, faz com que muita das vezes as fontes fiquem disponíveis para o tratamento por um período abaixo do ideal.

O levantamento RT2030, realizado pela Sociedade Brasileira de Radioterapia (SBRT) aponta que em um total de 158 bunkers destinados a braquiterapia, cerca de 59 desse total de bunkers não oferecem o serviço de braquiterapia, pois se encontram vazios. Dos 99 bunkers restantes, o equivalente a 63 %, em uso no Brasil, apenas 13 % das instalações integram os

hospitais públicos, seguido de 14 % em hospitais privados, 23 % em clínicas privadas e a grande maioria, cerca de 49 %, hospitais filantrópicos (SBR, 2019). Segundo o censo RT2030, a maioria das pacientes de braquiterapia ginecológica brasileiras foram tratadas com alta taxa de dose (HDR) em 2019, com somente 0,1% das pacientes submetidas à braquiterapia ginecológica de baixa taxa de dose (LDR) (SBR, 2019).

Esse mesmo documento, RT2030, aponta que em 2019, 97 % dos procedimentos de braquiterapia no Brasil, foram para tratamentos ginecológicos. O principal motivo deste alto índice é que este é o único tratamento de braquiterapia pago pelo governo através do Sistema Único de Saúde (SUS) (SBR, 2019).

O impacto do câncer no mundo, em 2020, baseado nas estimativas do Global Cancer Observatory (Globocan), elaboradas pela International Agency for Research on Cancer (Iarc), aponta que ocorreram 19,3 milhões de casos novos de câncer no mundo. Nas mulheres, o câncer de mama é o mais incidente, com 2,3 milhões (24,5%) de casos novos, seguido pelos cânceres de cólon e reto, com 865 mil (9,4%); pulmão, com 771 mil (8,4%); colo do útero, com 604 mil (6,5%); e pele não melanoma, com 475 mil (5,2%) casos novos no mundo (INCA, 2022).

O maior impacto da falta de acessibilidade ao tratamento para uma grande parcela da população feminina, sendo o câncer de colo do útero o terceiro câncer mais incidente no Brasil, conforme figura 1. Quanto à distribuição geográfica, é o segundo mais incidente nas Regiões Norte (20,48 por 100 mil) e Nordeste (17,59 por 100 mil). Na Região Centro-oeste (16,66 por 100 mil), ocupa a terceira posição; na Região Sul (14,55 por 100 mil), a quarta; e, na Região Sudeste (12,93 por 100 mil), a quinta posição.

Figura 1 – Distribuição proporcional dos dez tipos de câncer mais incidentes estimados para 2023

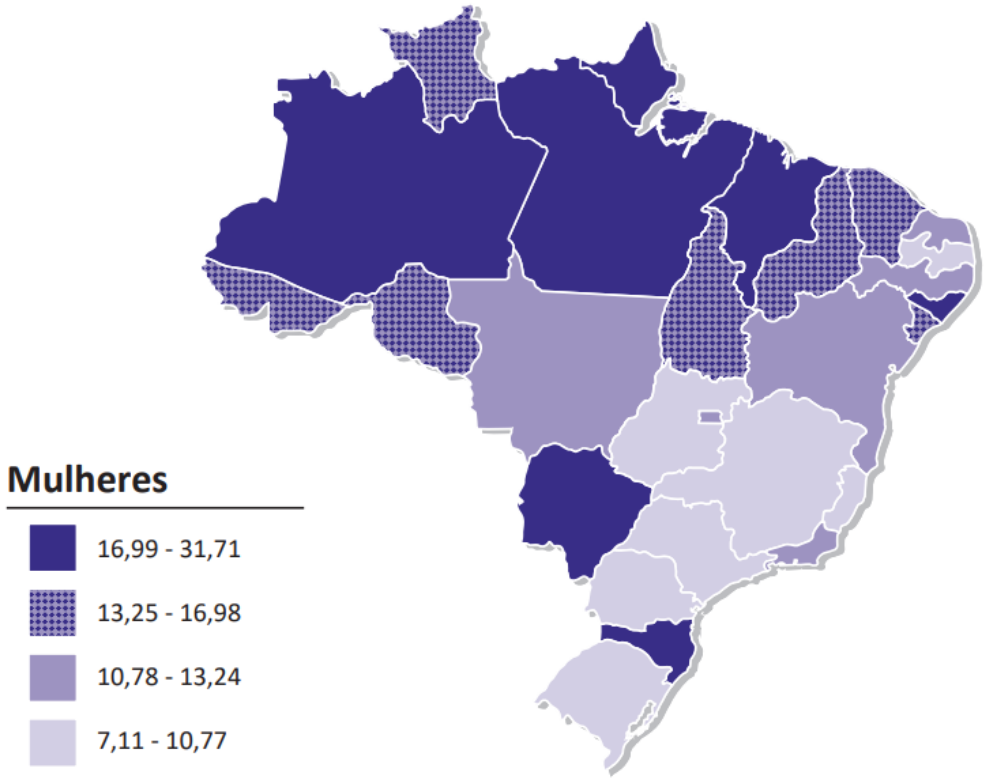
| | Localização Primária | Casos | % |
|---|---|---|---|
| Mulheres | Mama feminina | 73.610 | 30,1% |
| | Cólon e reto | 23.660 | 9,7% |
| | Colo do útero | 17.010 | 7,0% |
| | Traqueia, brônquio e pulmão | 14.540 | 6,0% |
| | Glândula tireoide | 14.160 | 5,8% |
| | Estômago | 8.140 | 3,3% |
| | Corpo do útero | 7.840 | 3,2% |
| | Ovário | 7.310 | 3,0% |
| | Pâncreas | 5.690 | 2,3% |
| | Linfoma não Hodgkin | 5.620 | 2,3% |

Fonte: INCA, 2022.

Em termos de mortalidade no Brasil, em 2020, ocorreram 6.627 óbitos, e a taxa de mortalidade bruta por câncer do colo do útero foi de 6,12 mortes a cada 100 mil mulheres (INCA, 2022).

Há uma previsão de 17 mil novos casos de câncer de colo do útero por ano para o triênio 2023-2025 para o Brasil com um maior índice de incidências na região norte como podemos observar na figira 2 (INCA, 2022).

Figura 2 – Distribuição de novos casos de câncer de colo de útero no Brasil.




Fonte: INCA, 2022.

Devido às altas doses aplicadas ao tumor em um curto intervalo de tempo em um tratamento com fontes de $^{192}$Ir, qualquer erro na determinação da dose entregue pode acarretar crescimento do tumor ao paciente. Portanto, torna-se crítico garantir que a dose prescrita pelo radio-oncologista, venha ser entregue.

Deste modo, faz-se necessário estabelecer procedimentos que permitam uma determinação confiável dessas doses prescritas. Devido ao complexo espectro de energia do $^{192}$Ir não existe até a presente data um padrão dosimétrico primário para determinar a taxa de kerma no ar de referência de uma fonte de $^{192}$Ir de alta taxa de dose (onde para a emissão beta,

sua energia máxima de emissão é de 670 keV e para a energia média de emissão gama é de 370 keV). Diversos trabalhos mostraram alternativas para a calibração de fontes de $^{192}$Ir de alta taxa de dose com câmaras de ionização do tipo farmer (Ezzel, 1990; Goetsch et al., 1991; Maréchal et al., 1996; Maréchal et al., 2003, van Dijk, 2004).

Essas metodologias, por serem mais complexas, são em geral utilizadas em laboratório de calibração, rastreados à Rede Internacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, para determinação da intensidade de Kerma no ar dessas fontes. Conhecida a intensidade de Kerma no ar dessas fontes pode-se calcular a taxa de dose num determinado ponto do tecido (DI PRINZIO, R. and DEALMEIDA, C. E, 2009).

Com o intuito de facilitar a determinação da taxa de kerma no ar das fontes de $^{192}$Ir de alta taxa de dose, Goetsch *et al.* (1992) propuseram um modelo de câmara de ionização cavitária do tipo poço, na qual a fonte radioativa é introduzida através de um inserto. Essa câmara, não pressurizada, possui um grande volume de ar da ordem de 250 cm³. Um suporte, também conhecido como *inserto da fonte,* é introduzido na câmara e este possui diferentes configurações para permitir a medição de diferentes tipos de fontes, como $^{192}$Ir, $^{125}$I, $^{137}$Cs entre outras.

A câmara de ionização do tipo poço é instrumento simples, robusto, estável e reprodutível, seu uso no ambiente de serviços de radioterapia passou a ser recomendado por instituições internacionais.

Os serviços de radioterapia do Brasil, que utilizam equipamentos de pós-carga remota com fonte de $^{192}$Ir de alta taxa de dose, devem, por regulamentação nacional, possuir ao menos um sistema dosimétrico com uma Câmara de ionização do Tipo Poço para a dosimetria e controle da qualidade de suas fontes.

No Brasil, de acordo com a regulamentação brasileira da Comissão Nacional de Energia Nuclear, CNEN NN 6.10, essas câmaras devem ser calibradas com uma periodicidade de dois anos.

Este tipo de serviço, até então, estava sendo prestado apenas por Laboratórios da Europa e dos Estados Unidos, mas em 2007 foi implantado por DiPrinzio (DI PRINZIO, R. and DEALMEIDA, C. E, 2009), no LCR, e comparado e validado com a colaboração do Radiation Calibration Laboratory da University of Wisconsin, USA. Em 2011, o LCR, obteve autorização, pelo CASEC/IRD/CNEN, para calibração de Conjuntos Dosimétricos, compostos por câmara de ionização do tipo poço, cabo e eletrômetro, utilizados em centros de radioterapia por toda América Latina. Desde então, o LCR torna-se pioneiro e único na América Latina a ofertar este tipo de serviço.

Em 2019 este serviço passou a ser acreditado junto ao CGCRE/INMETRO passando assim a estar rastreável à Rede Internacional de Metrologia.

Essas calibrações de câmaras de ionização do tipo poço só foram possíveis através de pesquisas desenvolvidas no LCR por DIPRINZIO (DI PRINZIO, R. and DEALMEIDA, C. E, 2009) e MARECHAL (MARÉCHAL, M. H. H, et al. 1994). Esses trabalhos utilizaram a construção de um sistema de posicionamento da câmara do tipo farmer e da fonte de $^{192}$Ir cuja intensidade de Kerma no ar é determinada. Pode-se estabelecer, com uma menor incerteza, o coeficiente de calibração para os conjuntos dosimétricos.

A determinação da taxa de kerma no ar de referência pelo Método das Múltiplas Distâncias (MMD), dura cerca de quatro a seis horas de trabalho, dependendo da atividade da fonte. As fontes geralmente são fabricadas com uma atividade de 370 GBq a 518 GBq (10 a 14 Ci), e quando disponibilizadas para uso, aqui no Brasil, podem chegar com uma atividade inferior a 370 GBq (10 Ci), ou seja, uma boa parte do tempo útil da fonte acaba não sendo utilizado. Essas fontes atualmente são fabricadas atualmente pela empresa Curium Netherlands B.V.

Havendo algum problema de desembaraço aduaneiro, caso a fonte só seja disponibilizada com uma atividade abaixo de 222 GBq (6 Ci), a determinação da taxa de kerma no ar de referência, se torna inviável.

Por este motivo, esse trabalho possui a proposta de aplicação do Método da Substituição (MS) no serviço de calibração de conjuntos dosimétricos no LCR, possibilitando a realização das calibrações em condições nas quais a determinação da taxa de kerma no ar de referência, pelo MMD, não possa ser executado.

A calibração por meio do Método da Substituição tem a vantagem de não depender, durante a calibração do conjunto dosimétrico do usuário, da determinação da taxa de kerma no ar de referência, apenas do coeficiente de calibração do conjunto dosimétrico de referência (Câmara de ionização do Tipo Poço) e nos permitirá trabalhar com a fonte em uma atividade abaixo de 222 GBq (6 Ci) o que não seria possível a determinação da taxa de kerma no ar pelo Método das Múltiplas Distâncias. Sendo assim, não será preciso levar todo o sistema de posicionamento em todas as trocas de fontes. Com isso, o trabalho que precisava de um dia para a determinação da taxa de kerma no ar, terá a redução para cerca de 20 minutos com a calibração do Conjunto Dosimétrico de Referência, o que agilizará a execução do serviço.

Através do Método da Substituição, os conjuntos dosimétricos dos usuários serão calibrados em comparação a um conjunto dosimétrico de referência e as incertezas relacionadas deverão ser calculadas e analisadas.

A rastreabilidade para essa calibração, atualmente, vem do Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes – LNMRI da CNEN, sendo considerado um Laboratório Secundário, SSDL, que é designado pela autoridade metrológica do Brasil, o INMETRO. Os conjuntos dosimétricos compostos de câmaras Farmer e eletrômetros pertencentes ao LCR, são calibrados neste Laboratório o que a partir dessa calibração, possibilita a determinação da taxa de kerma no ar da fonte de $^{192}$Ir e assim poder ser calibrado o conjunto dosimétrico composto por câmara de ionização do tipo poço, cabo e eletrômetro tanto do LCR quanto dos usuários.

O cálculo da incerteza que será apresentado neste trabalho, baseia-se na relação funcional do Método da Substituição, sendo calculado todos as componentes que contribuem para a aplicação deste Método na calibração dos conjuntos dosimétricos dos usuários.

A impossibilidade de realizar uma medição exata faz com que os resultados tragam consigo uma incerteza que se traduz na dispersão em relação a sua medida de tendência central, geralmente desvio padrão. Uma medida é então caracterizada pelo valor medido e a respectiva incerteza da medição. A qualidade de uma dada mensuração está diretamente relacionada aos instrumentos de medição utilizados e as suas incertezas. Avaliar corretamente essa incerteza é de suma importância para a credibilidade dos resultados de medição (INMETRO, 2012).

Após essa incerteza ser calculada serão aplicados testes iniciais que validarão o Método proposto.

O objetivo desse trabalho é comprovar a viabilidade da utilização do Método da Substituição no Serviço de calibração dos conjuntos dosimétricos no LCR, o que irá ocasionar na otimização o tempo despendido nas calibrações.

O presente trabalho está organizado da seguinte maneira: Introdução, capítulo 1, fundamentação teórica, capítulo 2, materiais e métodos, capítulo 3, resultados e discussões e conclusão.

O capítulo 1 aborda tópicos relacionados à braquiterapia e grandezas dosimétricas, posteriormente são apresentadas as câmaras de ionização, que são dispositivos usados para medir a dose de radiação em braquiterapia em conjunto com o eletrômetro, que é um equipamento utilizado para fazer leituras com as câmaras de ionização. Descrição sobre as incertezas e a importância de se avaliar corretamente para a credibilidade dos resultados de medição. Finalmente é abordado a calibração das câmaras de ionização do tipo poço, que é um proce-

dimento importante para garantir a precisão das medidas de dose em braquiterapia. São apresentados os passos envolvidos na calibração dos conjuntos dosimétricos e apresentação do método proposto.

O capítulo 2 apresenta os materiais utilizados para a realização do estudo proposto. Em seguida é apresentada a metodologia utilizada para o estudo, que consiste na escolha de um conjunto dosimétrico de referência, avaliação da incerteza do método proposto com destaque para as fontes de incerteza identificadas e calculadas, e o Método da Substituição para a calibração das câmaras de ionização de uso clínico. Por fim é apresentado o Método da Substituição no sistema da qualidade do LCR.

O capítulo 3 apresenta os resultados obtidos a partir da aplicação do método proposto para a calibração das câmaras de ionização em um serviço de radioterapia. Em primeiro lugar, é discutida a escolha do conjunto de referência de calibração de acordo com a estabilidade dos conjuntos dosimétricos pertencentes ao LCR. Em seguida, são apresentados os resultados do cálculo da incerteza associada ao método proposto. Os resultados dos testes aplicados aos dados de calibração também são apresentados neste capítulo, com destaque para a comparação entre os resultados obtidos com o método da substituição e com o método atual de calibração. Em seguida, é discutido o que deve ser feito para que o Método da Substituição seja utilizado de forma rotineira no serviço da calibração.

Ao fim, considerando as incertezas determinadas para o MS e a análise dos testes de comparação, são apresentados os comentários e as conclusões deste trabalho.

No anexo A, encontra-se o certificado de calibração do conjunto dosimétrico 1 (C1) composto por câmara de ionização do tipo poço e eletrômetro, pertencente ao LCR.

No anexo B, temos a tabela t-student, tabela estatística que fornece os valores críticos de distribuição. Essa distribuição é usada em testes de hipóteses e intervalos de confiança quando o tamanho da amostra é pequeno ou a variância populacional é desconhecida.

No anexo C, é apresentada a planilha de balanço de incerteza com as componentes que compõem as incertezas através da relação funcional da equação do MS.

No anexo D, temos o documento de validação da planilha do cálculo da incerteza do MS.

No anexo E, encontra-se a tabela de comparação entre o Método das Múltiplas Distâncias e o Método da Substituição em calibrações a partir de 2019 para os conjunto dosimétrico 2 (C2) e para o conjunto dosimétrico 3 (C3) pertencentes ao LCR.

No anexo F, é apresentada a tabela de comparação entre os métodos com aplicação em calibrações de usuários a partir do ano de 2019. Essa tabela foi dividida em dois fabricantes de câmaras do tipo poço, Standard Imaging e PTW.

No anexo G, temos a tabela de comparação entre os métodos de calibrações de quatro usuários ao longo dos anos no histórico das calibrações.

No anexo H, temos as imagens do projeto da caixa de acrílico proposto para controle da qualidade.

No anexo I, é apresentado o procedimento de controle da qualidade e calibração para o MS.

No anexo J, encontra-se a tabela de calibração proposta para o MS.

No anexo L, encontra-se o resumo apresentado ao Congresso Brasileiro de Física Médica 2023.

No anexo M, encontra-se o resumo submetido ao Congresso de Metrologia das Radiações Ionizantes 2023.

# 1 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

## 1.1 Braquiterapia

A braquiterapia é uma técnica de radioterapia que envolve a aplicação direta de uma fonte de radiação no tecido que necessita de tratamento. Essa fonte de radiação é, geralmente, muito pequena e pode percorrer um cateter ou um aplicador dependendo do tratamento a ser realizado, dessa forma é inserido no tecido alvo ou próximo a ele. Essa técnica é utilizada para tratar diversos tipos de câncer, como próstata, mama, colo de útero, pulmão, cabeça, pescoço, entre outros. Existem três tipos principais de braquiterapia: a braquiterapia de baixa taxa de dose (LDR), a braquiterapia de alta taxa de dose (HDR) e a braquiterapia de média taxa de dose (MDR) (INCA, 2008).

Na braquiterapia LDR, a fonte de radiação é deixada dentro do paciente por um período de tempo que pode variar de algumas horas a vários dias, dependendo do tipo de câncer e do objetivo do tratamento. Já na braquiterapia HDR e na MDR, a fonte de radiação é controlada por um sistema computadorizado que permite o deslocamento da fonte para diferentes posições dentro do tecido a ser tratado, através de sonda ou cateter por onde a fonte percorre. Esse sistema permite que a dose de radiação seja entregue de forma precisa e controlada, minimizando o risco de danos aos tecidos saudáveis circundantes. O procedimento é realizado em várias sessões, geralmente uma vez por semana. O número de sessões depende do tipo e estágio do câncer, bem como da resposta individual do paciente (INCA, 2023).

A braquiterapia é uma técnica relativamente segura e eficaz, mas requer equipamentos e profissionais especializados para ser realizada com sucesso. Ela é geralmente usada em combinação com outras técnicas de tratamento, como a radioterapia externa (teleterapia) e a cirurgia, para melhores resultados possíveis no tratamento do câncer (INCA, 2023).

### 1.1.1 Braquiterapia no Brasil

A braquiterapia chegou no Brasil na década de 20, quando os primeiros tratamentos, através das agulhas de $^{226}Ra$ (radio), foram realizados no Instituto do Radium de Belo

Horizonte, Minas Gerais, inaugurado em 07 de setembro de 1922. Esse radioisótopo era adquirido diretamente das Usinas da Societé Française d'Energie et Radio-Chimic de Courbevoie. Em 1926, Madame Curie, fez uma visita a instituição e doou cerca de três tubos contendo agulhas de $^{226}Ra$, para o tratamento de lesões benignas e malignas. Desde então a braquiterapia tem sido amplamente utilizada no país para o tratamento de diversos tipos de câncer (SIMAS, 2011).

Na década de 80, foram desenvolvidas novas técnicas de braquiterapia HDR, que permitiu um tratamento mais rápido e menos invasivo. Essa técnica foi introduzida no Brasil na década de 90 e hoje é amplamente utilizada em muitos centros de tratamento do país, incluindo hospitais públicos e privados e clínicas especializadas (ESTEVES, 2004).

O primeiro equipamento de braquiterapia de alta taxa de dose da América Latina, foi instalado, em 1991, no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (ESTEVES, 2004).

### 1.1.2 Tipos de Fontes

Existem diferentes tipos de fontes utilizadas em braquiterapia, cada uma com suas próprias características e aplicações específicas. As fontes mais comuns incluem:

- → *Fontes de Césio-137*: Essas fontes são usadas na braquiterapia LDR. O Césio-137 é uma fonte de radiação gama com meia-vida de aproximadamente 30 anos. É frequentemente utilizado no tratamento de câncer ginecológico, do colo de útero e do endométrio. Possui energia média de 662 keV (SOARES, 2000).
- → *Fontes de Iodo-125*: Essas fontes são usadas na braquiterapia LDR para tratar o câncer de próstata. O Iodo-125 é uma fonte de radiação gama com meia-vida de 60,2 dias. Possui energia média de 0,028 MeV (SOARES, 2000).
- → *Fontes de Paládio-103*: Essas fontes são usadas na braquiterapia LDR para tratar o câncer de próstata. O Paládio-103 é uma fonte de radiação gama com meia-vida de 17 dias. Possui energia média de 0,021 MeV (SOARES, 2000).

→ *Fontes de Cobalto-60:* Essas fontes são utilizadas na braquiterapia HDR para tratar diferentes tipos de câncer. O Cobalto-60 é uma fonte de radiação gama com meia-vida de 5,26 anos, energia média de 1,25 MeV (SOARES, 2000).

→ *Fontes de Irídio-192:* Essas fontes são usadas na braquiterapia LDR e na HDR. O Irídio-192 é uma fonte de radiação gama com meia-vida de 73,83 dias. É frequentemente utilizado no tratamento de câncer de próstata, ginecológico e de cabeça e pescoço. Possui energia média de 0,38 MeV (SOARES, 2000).

É importante lembrar que cada tipo de fonte tem suas próprias características e aplicações específicas. A escolha da fonte depende do tipo e da localização do tumor, bem como das preferências da equipe médica especializada em conjunto com o paciente.

### 1.1.3 Braquiterapia com Equipamento de Pós Carregamento Remoto

O equipamento de pós-carga remota (robô) é uma tecnologia que permite a automatização do processo de posicionamento de fontes radiativas em pacientes com câncer.

Esse robô é equipado com uma sonda ou cateter que é inserida no paciente que permite o deslocamento da fonte radioativa no local exato do tumor. Esse sistema é controlado por um computador, que através do software possibilita o ajuste da posição da fonte garantindo precisão em seu posicionamento. Essa programação é personalizada para cada paciente a partir do sistema de planejamento do tratamento (TPS).

A utilização desse equipamento traz várias vantagens em relação aos métodos tradicionais de braquiterapia. Além de garantir um posicionamento preciso das fontes radioativas, o que ajuda a minimizar os danos aos tecidos saudáveis circundantes, o uso do robô permite que o procedimento seja realizado mais rápido, o que reduz o tempo de internação e recuperação do paciente e também garante a proteção do staff, em não ter que manipular a fonte.

No entanto, a utilização do robô também tem algumas desvantagens, como o custo elevado e a necessidade de treinamento especializado para a equipe multidisciplinar de radioterapia que irá operá-lo.

## 1.2 Grandezas Dosimétricas

As grandezas dosimétricas se referem a uma medida da quantidade de radiação absorvida por um determinado material ou tecido. A escolha da grandeza dosimétrica adequada depende da aplicação específica e do objetivo da medição.

### 1.2.1 Atividade e Atividade Aparente

A atividade é (de uma grandeza de radionuclídeo em um determinado estado de energia em um instante de tempo) – grandeza definida por (RAMOS e TAUHATA, 2011):

$$A = \frac{dN}{dt} \text{ (Bq = s}^{-1}\text{)} \qquad (1)$$

onde dN é o valor esperado do número de transições nucleares espontâneas daquele estado de energia no intervalo de tempo dt. A unidade no sistema internacional é o recíproco do segundo ( $s^{-1}$), denominada becquerel (Bq).

A atividade aparente é uma grandeza utilizada para medir a quantidade de radiação emitida por uma fonte radioativa em um determinado momento. Ela é expressa em unidades de Becquerel (Bq) ou Curie (Ci) e indica a taxa de decaimento de átomos radioativos presentes na fonte por segundo. A atividade aparente de uma fonte pode ser calculada com base na meia-vida do material radioativo presente na fonte, que é o tempo necessário para que a atividade radioativa da fonte seja reduzida à metade (TAUHATA, 2014).

### 1.2.2 Exposição

É o quociente entre dQ por dm, onde dQ é o valor absoluto da carga total de íons de um dado sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons (negativos e positivos) liberados pelos fótons no ar, em uma massa dm, são completamente freados no ar, ou seja (RAMOS e TAUHATA, 2011),

$$X = \frac{dQ}{dm} \ (\text{C.kg}^{-1}) \qquad (2)$$

### 1.2.3 Dose absorvida

É o quociente de $d\bar{\varepsilon}$ por dm, onde $d\bar{\varepsilon}$ é a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria de massa dm, num ponto de interesse (RAMOS e TAUHATA, 2011).

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \ (\text{Gy} = \text{J.kg}^{-1}) \qquad (3)$$

### 1.2.4 Kerma no ar

É o quociente de $dE_{tr}$ por dm, onde $dE_{tr}$ é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa dm (RAMOS e TAUHATA, 2011).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \ (\text{Gy} = \text{J.kg}^{-1}) \qquad (4)$$

1.2.5 Constante de taxa de kerma no ar

É o quociente de $l^2 \bar{K}_{\delta}$ por A, onde $\bar{K}_{\delta}$ é a taxa de kerma no ar devido a fótons, com energia maior do que $\delta$ a uma distância *l* de uma fonte puntiforme de um radionuclídeo com atividade A (RAMOS e TAUHATA, 2011).

$$\Gamma_{\delta} = \frac{l^2 \bar{K}_{\delta}}{A} \ (\text{m}^2.\text{Gy.Bq}^{-1}.\text{s}^{-1}) \qquad (5)$$

1.2.6 Intensidade de Kerma no ar

É uma medida da intensidade de uma fonte de braquiterapia, que é especificada em termos da taxa de kerma no ar em um ponto ao longo do eixo transversal da fonte no espaço livre (RAMOS e TAUHATA, 2011).É definida como o produto da taxa de kerma no ar a uma distância, d, no espaço livre, medida ao longo do eixo transversal da fonte, em um centro, e o quadrado da distância.

$$S_k = \bar{\text{K}}_{\text{ar}}(\text{d}) \cdot \text{d}^2 \qquad (6)$$

Segundo RIVARD et. al., 2004, O British Committee on Radiation Units and Measurements e o Comité Français de Mesures des Rayonnements Ionisants recomendaram a especificação da intensidade das fontes em termos da *taxa de kerma no ar de referência* (reference air kerma rate - RAKR), $K_R$, é definida por:

$$K_R = \dot{K}(d) \cdot \left[ \frac{d}{d_{ref}} \right]^2 \ (Gy.h^{-1} \ a \ 1 \ metro) \qquad (7)$$

onde $\dot{K}(d)$ é a taxa de kerma no ar no espaço livre a uma distância *d* do centro da fonte ao ponto de referência e $d_{ref}$ é a distância de referência em ângulo reto com o eixo longitudinal da fonte (ICRU, 1985).

## 1.3 Câmara de Ionização Cavitária

As câmaras de ionização têm sido amplamente utilizadas ao longo dos anos para diversas finalidades na área de detecção da radiação, tendo sido um dos primeiros métodos de detecção estudados. Esses dispositivos são utilizados em ambientes médicos, industriais e de pesquisa. Elas funcionam coletando a carga elétrica gerada pela ionização dos átomos do gás que preenche o interior da câmara quando exposto à radiação (DE ALMEIDA et. al., 2022).

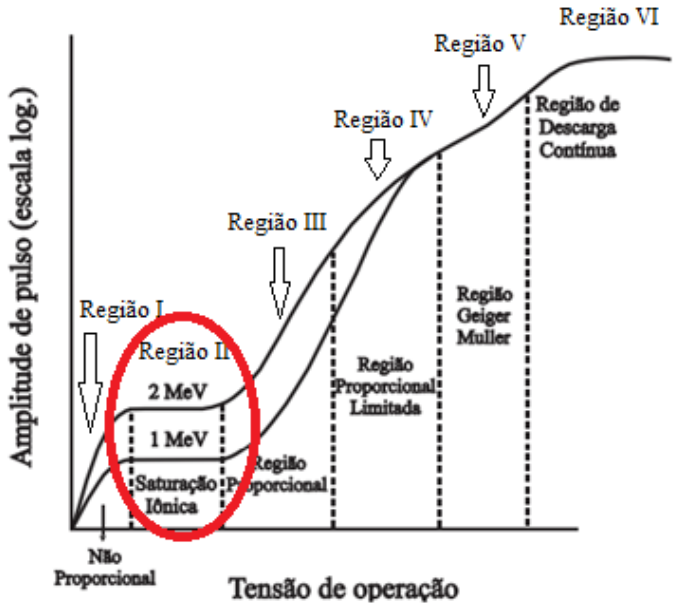
As câmaras de ionização cavitárias, usam como princípio a teoria cavitária Bragg-Gray, baseando-se na determinação da dose absorvida num material. Essas câmaras apresentam diferentes formatos. Câmaras de ionização estão disponíveis em várias formas e dimensões, como por exemplo: cilíndricas, placas paralelas, esféricas e tipo poço.

Elas são constituidas sempre por uma parede de material sólido, eletrodo coletor, anel de guarda e isolantes. Cada um desses componentes podem ser construídos de materiais diferentes de forma a minimizar a perturbação causada por eles e buscar o equilíbrio maior na resposta a feixes de diferentes homogeneidade em sua resposta (DE ALMEIDA et. al., 2022). As câmaras de ionização de cavidade possuem um envólucro sólido envolvendo uma cavidade cheia de gás, geralmente ar. Possuem um eletrodo central, geralmente feito de uma liga metálica com propriedades elétricas adequadas. Esse eletrodo é cercado por um segundo eletrodo, chamado de eletrodo de coleta, que é conectado a um circuito elétrico externo. Quando um feixe de radiação ionizante é direcionado para a câmara, ele ioniza o gás dentro dela, produzindo íons e elétrons livres (Attix, 1986). Essa ionização ocorre devido um elétron receber energia suficiente para se desprender completamente do

átomo, tornando-se um elétron livre e deixando o átomo ionizado, formando então o sinal elétrico (DE ALMEIDA et. al., 2022).

De acordo com a intensidade do campo elétrico, a forma como os íons são coletados difere (Figura 3).

Figura 3 - Regiões de operação para detecção a gás.




Fonte: TAUHATA, 2014, com adaptação da autora.

O número de cargas coletadas varia com a fluência de fótons ou elétrons primários, o valor do campo elétrico aplicado entre o eletrodo e anodo, a taxa de dose e se a radiação é continua ou pulsada. Esta variação pode ser dividida qualitativamente para efeito de estudo, em cinco regiões distintas (DE ALMEIDA et. al., 2022).

À medição que os valores do campo elétrico são aumentados, a taxa de recombinação diminui sendo possível alcançar uma região de saturação onde praticamente quase todos os pares produzidos são coletados, *região II,* sendo esta a faixa de operação das câmaras de ionização. Esta região se estende até um ponto limite evitando que os elétrons livres alcancem uma energia cinética superior à energia de ligação dos elétrons das camadas mais afastadas do núcleo evitando quebra das estruturas isolantes que podem comprometer o sinal e aumentar a corrente de fuga (DE ALMEIDA et. al., 2022).

### 1.3.1 Câmara de Ionização Tipo Farmer

A câmara de ionização do tipo Farmer é uma das variantes das câmaras de ionização cavitária cilíndrica. Esse tipo de câmara consiste de um instrumento de pequena dimensão, com uma parede sólida condutora que delimita um certo volume de ar. É utilizada para medir a dose de radiação em locais de difícil acesso ou em espaços confinados (Figura 4).

Figura 4 – Câmara de ionização tipo Farmer.

Fonte: Catálogo PTW, 2022.

Seu funcionamento baseia-se na teoria cavitária de Bragg-Gray e Spencer-Attix que preconiza que a dose absorvida em um determinado material pode ser obtida a partir de ionização produzida em uma cavidade de ar dentro desse material. A combinação destes dois princípios torna possível a determinação da exposição no intervalo entre 40 keV e 3 MV, usando-se apenas um instrumento de medida.

Para feixes de fótons com valor de energia acima de 300 keV, surgem dificuldades experimentais para se obter o equilíbrio eletrônico. Para medidas, por exemplo, em feixes de $^{60}$Co (1,25 MeV), a espessura da parede é aumentada por meio de uma capa de equilíbrio eletrônico ("*build-up cap*"), geralmente feita de polimetil metacrilato (PMMA), com cerca de 4,0 mm de espessura, a fim de impedir que os elétrons criados fora da câmara penetrem no volume ativo da mesma (IAEA, 1971).

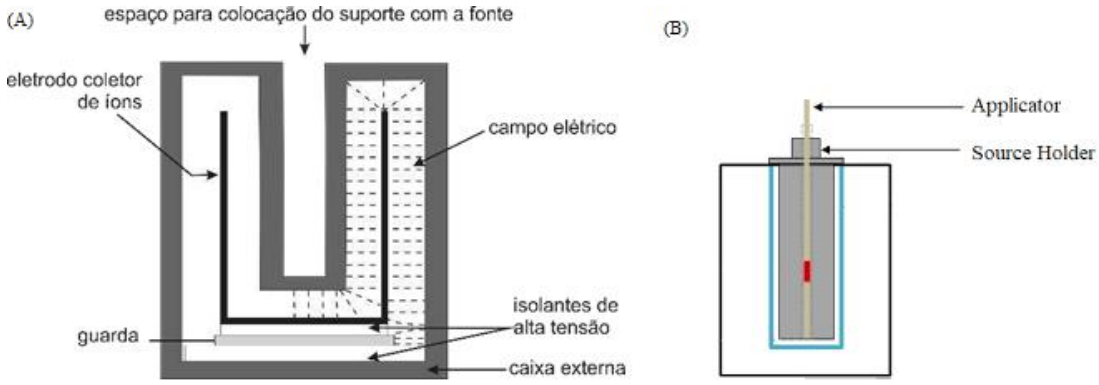
Esse tipo de câmara é bastante utilizada em medições dosimétricas rotineiras para controle da qualidade em feixes de radioterapia. O tipo mais comum é a câmara de ionização Farmer, que tem um volume sensível de aproximadamente 0,6 cm$^3$.

### 1.3.2 Câmara de Ionização do Tipo Poço

Esse tipo de câmara de ionização cavitária, foi proposta por Goetsch em 1992, projetada por F. H. Attix e fabricada na Universidade de Wisconsin, com o intuito de facilitar a determinação de taxa de kerma no ar de referência para uma fonte de $^{192}$Ir de braquiterapia para alta taxa de dose (HDR).

Essas câmaras de ionização do Tipo Poço são cavidades cilíndricas composta por eletrodos, anel de guarda e isolantes, conforme observado na figura 5A e possuem também um grande volume de ar, *um poço*, onde é introduzido um suporte especial revestido de isopor, *inserto da câmara*, onde a fonte é introduzida (figura 5B). A função do isopor é o isolamento térmico do volume sensível da câmara e das próprias paredes, pois o decaimento da fonte em um interior gera uma quantidade de calor que precisa ser contida (DE ALMEIDA et. al., 2022).

Figura 5 – Diagrama interno de uma câmara do tipo poço.




Fonte: (A) DE ALMEIDA et. al., 2022, (B) IAEA com modificações da autora.

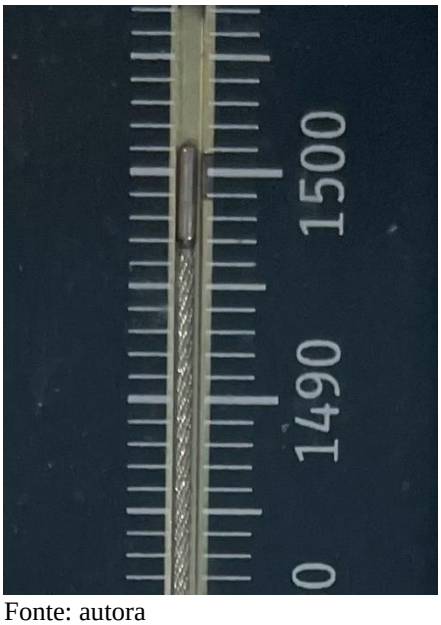
A fonte é introduzida no interior do inserto através de um cateter ou aplicador, que permite que a fonte seja movimentada em qualquer ponto desejado deste cateter, através do sistema computacional do equipamento de Pós-carga remota. Geralmente o cateter usado tanto para a dosimetria em Hospitais e Clínicas quanto para a calibração desse tipo de câmara é o cateter endobrônquico.

Até o momento presente, existe no mercado dois fabricantes para essas câmaras, PTW e Standard Imaging (Figura 6). Ambas são utilizadas para a calibração de fontes de $^{192}$Ir (figura 7) para HDR e LDR e fontes de $^{125}$Ir. Para cada tipo de fonte deve-se utilizar insertos específicos de forma a manter a geometria reprodutível dentro da câmara (DE ALMEIDA et. al., 2022).

Figura 6 – Câmara do tipo poço fabricadas pela PTW e Standart Imaging.

Fonte: catálogo PTW,2019 e Standard Imaging, 2020.

Figura 7 – Imagem de uma fonte damy idêntica a fonte de $^{192}$Ir.




Fonte: autora

Esses tipos de câmara possui um volume sensível de aproximadamente 200 cm$^3$ para a fabricada PTW e de aproximadamente 245 cm$^3$ para a fabricada pela Standard Imaging que

foi escolhido para ser grande o suficiente para fornecer uma corrente de ionização ideal para uso com a maioria dos eletrômetros clínicos (Goetsch, 1992).

Ambas as câmaras são abertas ao ambiente portanto exigem correção para as grandezas de influência P, pressão, e T, temperatura (DE ALMEIDA et. al., 2022).

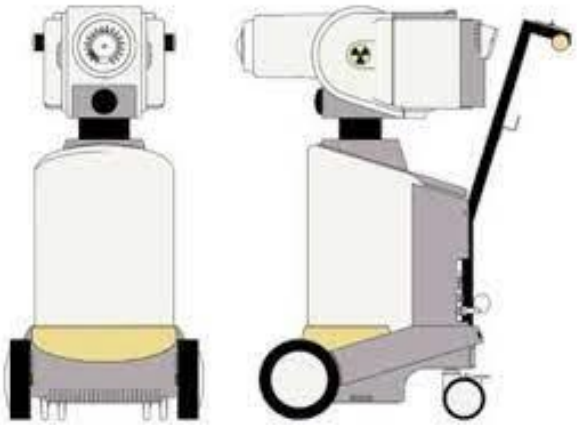
Os fabricantes construíram esse tipo de câmara de forma que a posição de maior sensibilidade encontra-se centralizado a câmara. Porém, é recomendado que seja determinado o ponto de resposta máxima da câmara em relação a intensidade da fonte, antes da aquisição das medidas.

A definição desse ponto de resposta máxima é feito através de um teste, onde coloca-se a câmara dentro da sala de irradiação, ligada a um eletrômetro (exemplo desse instrumento, Figura 8) ao qual mostrará a carga coletada por ela, inseri-se o inserto da câmara, conecta-se o cateter ao  equipamento de braquiterapia (robô), figura 9, e sua ponta adentra o inserto da câmara, para que a fonte de $^{192}$Ir possa percorrer esse inserto e o ponto de resposta máxima seja encontrado.

Figura 8 – Eletrômetro PTW

Fonte: Catálogo PTW, 2022.

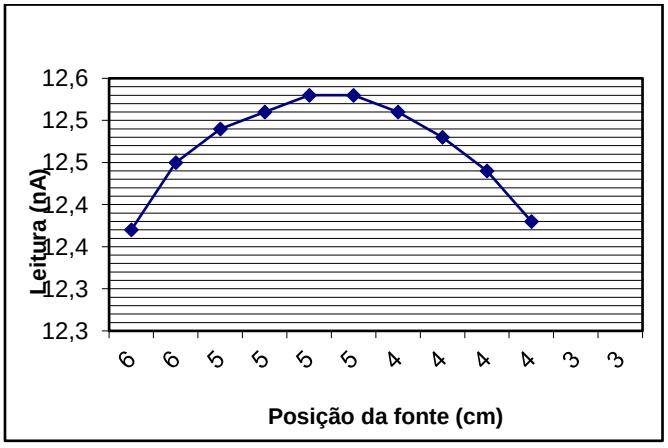
Figura 9 – Equipamento de Pós-carga remota (robô) de Braquiterapia



Fonte: google imagens.

Através do sistema computacional, podemos determinar o deslocamento da fonte de modo que ela possa percorrer todo o inserto da câmara a fim de encontrar o ponto de resposta máxima da câmara em relação a intensidade da fonte (figura 10). O ponto de parada da fonte dependerá do intervalo do passo de cada sistema computacional, se for Elekta, o menor passo de deslocamento a ser utilizado é de 0,25 cm (menor passo que o sistema computacional permite), já para o sistema Varian, o menor passo é de 0,2 cm (menor passo permitido pelo sistema é de 0,1 cm).

Figura 10 – Resposta típica de uma câmara do tipo poço na determinação do ponto de resposta máximo para uma fonte de $^{192}$Ir.




Fonte: Planilha de calibração LCR.

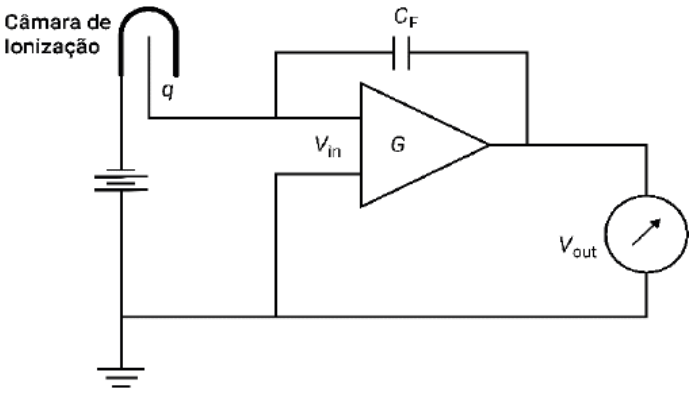
## 1.4 Eletrômetro

Pequenas correntes, com valores na faixa de 0,5 pA a 800 nA, resultantes da produção e coleta de íons em uma câmara de ionização, podem ser medidas diretamente como corrente ou convertidas em carga, quando acumuladas por um período de tempo definido em um capacitor de alta qualidade. Para essa finalidade, utiliza-se um dispositivo chamado eletrômetro, projetado com alto grau de precisão e exatidão necessários para aplicações clínicas. Os eletrômetros são construídos com materiais de alta qualidade para assegurar a medição precisa da corrente ou a acumulação precisa das cargas. Além disso, esses instrumentos possuem alta impedância, o que significa que apresentam baixa influência sobre o valor da medição e auxiliam na proteção contra vazamentos elétricos. Essas características são essenciais para garantir que as medições realizadas sejam confiáveis e adequadas para as demandas práticas da área clínica, por exemplo (DE ALMEIDA et. al., 2022).

A carga gerada pelos pares de íons é gerada através de um campo elétrico, o qual, por sua vez, detecta a presença dessa carga elétrica quando ela interage com o eletrodo, resultando em um sinal elétrico. Essa carga gerada em um determinado intervalo de tempo gera uma corrente elétrica, a qual é medida e quantificada pelo eletrômetro. Desse modo, mesmo que a corrente elétrica originada na câmara de ionização seja relativamente baixa, o eletrômetro conta com um amplificador operacional cuja função é amplificar o sinal elétrico (DE ALMEIDA et. al., 2022).

O eletrômetro realiza uma medição indireta da carga ao detectar a queda de tensão e a voltagem desenvolvida através do resistor, o que resulta em um sinal elétrico amplificado. Esse dispositivo utiliza corrente contínua (CC) para operar, o que é considerado uma de suas vulnerabilidades. Isso ocorre porque os componentes elétricos podem sofrer desvio ou alterações que podem afetar a corrente de saída, comprometendo a precisão da medição (DE ALMEIDA et. al., 2022).

Figura 11 - Esquema elétrico do eletrômetro tipo integrador




Fonte: DE ALMEIDA et. al., 2022

Ao medir a carga, de acordo com a Figura 11, o amplificador é configurado como um amplificador inversor. A tensão medida nessa configuração corresponde à carga acumulada durante o processo de ionização na cavidade da câmara, seguindo a seguinte relação (DE ALMEIDA et. al., 2022):

$$Q = C.V = \frac{I.T}{C} \tag{8}$$

Onde:

**Q** = carga em Coulombs

**C** = capacitância em Faraday

**V** = tensão aplicada

**I** = corrente de ionização em Ampares

**T** = tempo de integração do sinal

A qualidade desses instrumentos é influenciada pelos capacitores de alta qualidade utilizados, cujos valores podem variar de 0,001 a 1,0 µF, dependendo da magnitude do sinal a ser medido. Em alguns casos, podem ser usados vários capacitores com valores diferentes, os quais são selecionados por meio de um switch, de acordo com a magnitude do sinal a ser medido (DE ALMEIDA et. al., 2022).

Para medições de corrente, como ilustrado na Figura 11, o capacitor $C_F$ é desconectado e substituído por uma resistência, também de alta qualidade. Nessa configuração, o valor da tensão $V_{out}$ corresponde à medição da corrente, seguindo a relação (DE ALMEIDA et. al., 2022):

$$V = R \cdot I \tag{9}$$

Onde:

**V** = tensão aplicada ao resistor $V_{out}$

**R** = resistência em ohms

**I** = corrente de ionização em Amperes

A seção chamada de ohmímetro do eletrômetro requer resistores com valores na faixa de $10^7$ a $10^{12}$ ohms, variando conforme a magnitude do sinal a ser medido. O conjunto de componentes que integram o circuito do eletrômetro, incluindo a fonte de alta tensão, é colocado dentro de uma caixa metálica com blindagem eletrostática. Caso a caixa seja feita de madeira, ela é revestida internamente com um filme metálico (DE ALMEIDA et. al., 2022).

Esse conjunto pode contar com um ou dois amplificadores para medir a voltagem, a qual é exibida em um voltímetro digital. O sinal pode ser analógico, mas é convertido em formato digital por um conversor específico. A maioria dos eletrômetros possui a capacidade de zerar o "off-set" causado pela corrente de background, o que deve ser feito com o cabo e a câmara conectados, a tensão aplicada e o display estabilizado(DE ALMEIDA et. al., 2022).

Ao conjunto câmara e eletrômetro é dada a denominação dosímetro, ou sistema de medição e, se sua utilização for em nível Radioterapia, dosímetro clínico. De acordo com as recomendações internacionais, se o eletrômetro constituir um sistema dosimétrico, deverá ser calibrado em conjunto com a câmara de ionização, ou pode ser calibrado separadamente da câmara (IAEA, 1994). Para este segundo caso, no Brasil, ainda não possuímos a calibração separada para eletrômetros apenas possuímos a calibração para conjuntos dosimétricos.

## 1.5 Incertezas

A palavra “incerteza” significa dúvida, e assim, no sentido mais amplo, “incerteza de medição” significa dúvida acerca da validade do resultado de uma medição (INMETRO/CICMA/SEPIN, 2012). A incerteza do resultado de uma medição reflete a falta de conhecimento exato do valor do mensurando.

O resultado de uma medição, após correção dos efeitos sistemáticos reconhecidos, é ainda, tão somente uma *estimativa* do valor do mensurando por causa da incerteza proviniente dos efeitos aleatórios a da correção imperfeita do resultado para efeitos sistemáticos. (INMETRO/CICMA/SEPIN, 2012)

A incerteza da medição é um parâmetro, não negativo, como por exemplo o desvio padrão, que reflete a dispersão dos valores das medições realizadas em um mensurando segundo (INMETRO/CICMA/SEPIN, 2012, p.5):

> Na prática, existem muitas fontes possíveis de incerteza em uma medição, incluindo:
> a) definição incompleta do mensurando;
> b) realização imperfeita da definição do mensurando;
> c) amostragem não-representativa – a amostra medida pode não representar o mensurando definido;
> d) conhecimento inadequado dos efeitos das condições ambientais sobre a medição ou medida
> e) erro de tendência pessoal na leitura de instrumentos analógicos;
> f) resolução finita do instrumento ou limiar de mobilidade;
> g) valores inexatos dos padrões de medição e materiais de referência;
> h) valores inexatos de constantes e de outros parâmetros obtidos de fontes externas e usados no
> i) aproximações e suposições incorporadas ao método e procedimento de medição;
> j) variações nas observações repetidas do mensurando sob condições aparentemente idênticas.

Ainda segundo, (INMETRO/CICMA/SEPIN, 2012), a Recomendação INC-1 (1980) do Grupo de Trabalho sobre a Declaração de Incertezas agrupa os componentes da incerteza em dois grupos: incertezas do tipo A e incertazas do tipo B, que está associada ao método de avaliação das mesmas.

O valor do mensurando pode ser dependente de várias variáveis, ou grandezas de entrada, de forma a existir uma relação funcional entre o valor do mensurado e das variáveis envolvidas no processo da mensuração. Segundo O Guia Para Expressão de Medição (INMETRO/CICMA/SEPIN, 2012, p.9), as grandezas de entrada podem ser:

> — Grandezas cujos valores e incertezas podem ser diretamente determinados na medição em curso.
> Estes valores e incertezas podem ser obtidos, por exemplo, de uma única observação, de observações repetidas, ou de julgamento baseado na experiência, e podem envolver a determinação de correções em leituras de instrumentos e correções por conta de grandezas de influência, tais como temperatura ambiente, pressão barométrica e umidade;
> — Grandezas cujos valores e incertezas são incorporados à medição a partir de fontes externas, tais como grandezas associadas com padrões de medição calibrados, materiais de referência certificados e dados de referência obtidos de manuais técnicos

### 1.5.1 Incerteza do Tipo A e Tipo B

As incertezas podem ser avaliadas de dois modos, incerteza Tipo A e incerteza Tipo B. Por definição segundo, (INMETRO, 2012), a incerteza do Tipo A é a avaliação de uma componente da incerteza de medição por uma análise estatística dos valores medidos, obtidos sob condições definidas de desvio padrão. E a incerteza do Tipo B é a avaliação de uma componente da incerteza de medição determinada por meios diferentes daquele adotado para uma avaliação do Tipo A da incerteza de medição.

### 1.5.2 Incertezas Padrão Combinada e Incerteza Expandida

A incerteza padrão do resultado de uma medição, quando este resultado é obtido por meio dos valores de várias outras grandezas, sendo igual à raiz quadrada positiva de uma soma de termos, que constituem as variâncias ou covariâncias destas outras grandezas, ponderadas de acordo com quanto o resultado da medição varia com alterações nestas grandezas (INMETRO/CICMA/SEPIN, 2012), dada pela equação 10 para N grandezas de entrada:

$$u_C^2(y) = \sum_{i=l}^{N} \left[ \frac{\partial Y}{\partial x_i} \right]^2 \cdot u^2(x_i) \qquad (10)$$

onde $Y$ é obtito por meio da relação funcional dada a seguir,

$$Y = f(X_1, X_2, ..., X_N) \tag{11}$$

Sendo $u(x_i)$ uma incerteza padrão avaliada do Tipo A ou do Tipo B. A incerteza padrão combinada $u_C(y)$ representa um desvio padrão estimado e caracteriza a dispersão dos valores que poderiam ser atribuídos ao mensurando Y (INMETRO/CICMA/SEPIN, 2012),

A incerteza expandida é representada pela letra U e é obtida multiplicando-se a incerteza padrão combinada $u_C(y)$ por um fator de abrangência *k*:

$$U = k \cdot u_C(y) \tag{12}$$

Os valores de *k* são baseados no intervalo de confiança desejado e alguns desses valores podem ser determinados. Os valores de *k* praticados usualmente são 2 ou 3, representando aproximadamente 95% e 98% de confiabilidade, respectivamente.

O resultado de uma medição é, então, convenientemente expresso como Y = y ± U, que é interpretado de forma a significar que a melhor estimativa do valor atribuível ao mensurando Y é y, e que y – U a y + U é um intervalo com o qual se espera abranger uma extensa fração da distribuição de valores que podem ser razoavelmente atribuídos a Y. Tal intervalo é também expresso como y – U ≤ Y ≤ y + U (INMETRO/CICMA/SEPIN, 2012).

#### 1.5.2.1 Graus de Liberdade

Grau de liberdade é uma estimativa que quantifica a confiabilidade do resultado de uma medição.

Sendo assim, os graus de liberdade $\nu_i$ para medidas oriundas de séries estatísticas serão sempre dados por, $v_i$ = n-1 (para incertezas do Tipo A será obtida pelo número das leituras – 1).

Para as demais incertezas padrão, das quais não temos conhecimento sobre os graus de liberdade, deve-se adotar infinitos graus de liberdade ($v_i = \infty$)

O fator de abrangência $(k)$ é determinado com um maior rigor quando se leva em conta os graus de liberdade das grandezas de entrada do mensurado e não somente relacionado a um mínimo de desvios padrões dado pela distribuição normal. Quando combinados os graus de liberdade de cada grandeza de entrada, é possível calcular os graus de liberdade efetivos $\nu_{eff}$, dado pela equação 13:

$$\nu_{eff} = \frac{u_c^4(y)}{\frac{\sum_{i=1}^{N} u_i^4(y)}{\nu_i}} \tag{13}$$

Onde, $u_c$ é a incerteza padrão combinada, $u_i$ a incerteza padrão da grandeza de entrada e $\nu_i$ os graus de liberdades da grandeza de entrada. Os graus de liberdade $\nu_{eff}$ são dependentes da distribuição t-Student. Essa distribuição é empregada para amostras pequenas, usualmente $n \leq 30$, quando não se conhece a medida de dispersão $\sigma$ e a população a qual pertence a mostra tem distribuição que pode ser aproximada como uma distribuição normal.

### 1.5.3 Distribuição de probabilidade

A distribuição de probabilidades associa uma probabilidade a cada resultado numérico de um experimento, ou seja, a probabilidade de uma variável aleatória assume qualquer valor dado ou pertencente a um dado conjunto de valores.

Para cada valor assumido pela variável aleatória existe uma função $P(X)$, chamada função de distribuição, que expressa a probabilidade que a variável aleatória X seja menor ou igual a x. A equação 14 expressa matematicamente esta ideia:

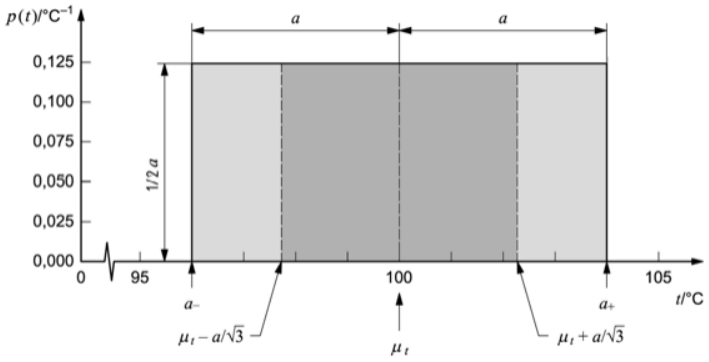
$$F(x) = \mathrm{P}(X \leq x) \qquad (14)$$

Existem muitos tipos de distribuições de probabilidade, porém serão abordados apenas duas delas que são as mais utilizadas na metrologia e na determinação das incerteza desse trabalho.

### 1.5.3.1 Distribuição Retangular

Uma distribuição uniforme, ou retangular, é definida para um intervalo de valores finitos. Em muitos casos é possível estimar apenas os limites (superior e inferior) para $X_i$, para estabelecer que "a probabilidade para que o valor $X_i$ pertença ao intervalo $a_i - a_s$, para efeitos práticos, é um e a probabilidade para que valor $X_i$ esteja fora desse intervalo é essencialmente zero". Se não houver conhecimento específico de possíveis valores de $X_i$ dentro desse intervalo, pode ser assumido que é igualmente provável que $X_i$ pode estar em qualquer ponto do intervalo (distribuição uniforme ou retangular), conforme observado na Figura 12 (INMETRO/CICMA/SEPIN, 2012).

Figura 12 - Distribuição retangular ou uniforme




Fonte: (INMETRO/CICMA/SEPIN, 2012).

1.5.3.2 Distribuição normal

Quando várias medições sobre um mensurando são realizadas com um instrumento, não se obtém sempre o mesmo resultado, e sim resultados que oscilam de forma aproximadamente simétrica em torno do valor verdadeiro, representado pela medida de tendência central (CORREA, 2003). Essa distribuição de probabilidades gerada, designada distribuição normal, tem como parâmetros, para sua caracterização, a média e o desvio padrão. Sua função de densidade de probabilidade é dada pela equação 15:

$$f(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp\left[ -\frac{1}{2}\left[ \frac{x-\mu}{\sigma} \right]^2 \right], \qquad -\infty < x < +\infty \tag{15}$$

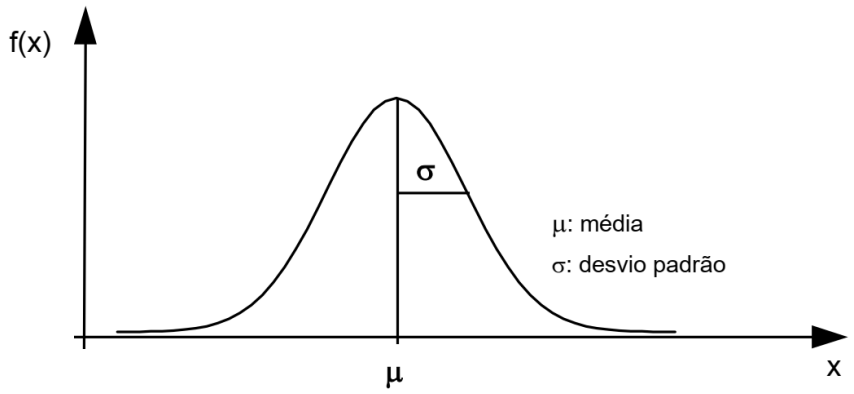
onde, $\mu$ é o valor esperado e $\sigma$ é o desvio padrão da distribuição normal.

A Figura 13 mostra o comportamento da distribuição de probabilidade normal. Observe a média $\mu$ como o valor de tendência central e a dispersão $\sigma$, bem como a simetria em torno da média.

A probabilidade de ocorrência de um evento, com um desvio específico, é dada pela área sob a curva da Figura 14 exemplifica com os valores usuais de probabilidades para a distribuição normal. Para uma dispersão de um (1) desvio padrão em torno da média, a probabilidade é de 68,26 % de chances da variável aleatória assumir um valor entre $\mu - \sigma$ e $\mu + \sigma$.

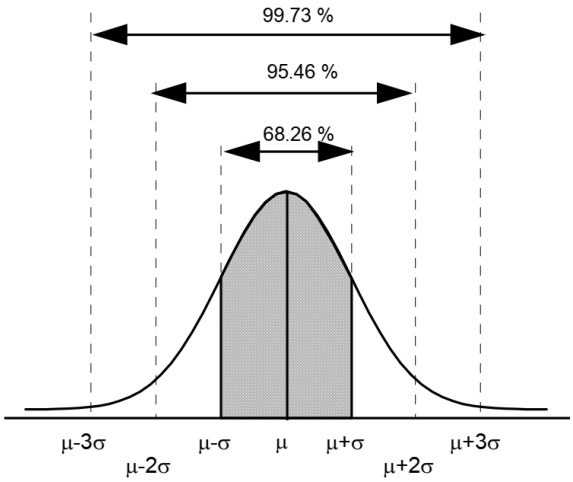
Os certificados de calibrações, por exemplo, apresentam como resultado final uma incerteza com um coeficiente de abrangência equivalente a dois (2) desvios padrões; isso quer dizer que a probabilidade da variável aleatória estar entre $\mu - 2\sigma$ e $\mu + 2\sigma$ é de 95,46 %. Ou ainda: de 100 medições realizadas, em 95,46 % das vezes o valor da variável aleatória estará com dois (2) desvios padrões de dispersão em torno da média.

Figura 13 - Distribuição normal




Fonte: CORREA, 2003.

Figura 14 - Probabilidades típicas da distribuição normal




Fonte: CORREA, 2003.

As medidas de dispersão são de fundamental importância, pois permitirá a avaliação das incertezas das medições combinadas $u_c$ e expandidas U.

## 1.6 Calibração de Câmaras de Ionização do Tipo Poço

A calibração de câmaras de ionização do tipo poço usadas em Serviços de Radioterapia é feita por um Laboratório Acreditado de Calibração em Dosimetria - LACD (ou Laboratório de Dosimetria Padrão Secundário - SSDL). Nesse laboratório a grandeza taxa de

kerma no ar ( $\dot{K}(d)$ ) de uma fonte de radiação num ponto *P* no espaço livre a uma distância *d* do centro da fonte ao ponto de referência é determinada utilizando-se uma câmara de ionização padrão cujo coeficiente de calibração ( $N_K$ ) é rastreado à Rede Internacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, ou seja, (DI PRINZIO, R. and DE ALMEIDA, C. E, 2009):

$$\dot{K}(d) = N_K \cdot M \tag{16}$$

Onde, *M* é o valor da corrente elétrica obtida com um instrumento de medida de referência, um eletrômetro, corrigido para as variáveis de influência. Para fontes de braquiterapia, usa-se a taxa de kerma no ar de referência dada pela Equação 16.

Após a determinação da taxa de kerma no ar de referência da fonte de radiação, a câmara de ionização padrão é substituída pela câmara que se deseja calibrar, no mesmo ponto *(P)* do mesmo meio e uma medição *(M)* da corrente elétrica produzida na câmara é obtida no eletrômetro. O coeficiente de calibração em kerma no ar *($N_K$)* dessa câmara é dado por (RIVARD et. al., 2004):

$$N_K = \frac{K_R}{M} \tag{17}$$

Em Laboratórios da América do Norte e da Europa, as Câmaras de Ionização do Tipo Poço são calibradas de forma individual, assim como os eletrômetros. Deste modo, tanto a câmara como o eletrômetro terão um coeficiente de calibração. Já no Brasil, esse tipo de Câmara é calibrado em associação com o eletrômetro, sendo então calibrado o Conjunto Dosimétrico e não apenas a Câmara de Ionização do Tipo Poço.

Esses Conjuntos Dosimétricos devem ser re-calibrados a cada dois anos, conforme apresentado no artigo 54 da Seção IV da norma CNEN NN 6.10:

> Art. 54 O Serviço de Radioterapia que realizar tratamento com braquiterapia de alta taxa de dose deve dispor de um sistema de medição de referência constituído dos seguintes elementos:
> I - câmara de ionização tipo poço com suporte adequado à fonte de radiação do equipamento de braquiterapia de alta taxa de dose;
> II - eletrômetro com mostrador digital de 4 (quatro) dígitos, ou 1% de resolução na leitura de corrente ou carga elétrica, com fonte elétrica para polarização da câmara de ionização reversível, positiva e negativa, e tensão variável com razão maior ou igual a 2 (dois); e
> III - cabo de conexão da câmara de ionização ao eletrômetro.
> Parágrafo único. O sistema de medição de referência para braquiterapia de alta taxa de dose deve:
> I - ser calibrado a cada dois anos, na faixa de energia em que é utilizado, por um laboratório de metrologia credenciado pela Rede Brasileira de Calibração;
> II - ser calibrado por um laboratório de metrologia credenciado pela Rede Brasileira de Calibração sempre que ocorrer conserto ou suspeita de funcionamento irregular;
> III - ser aferido, no mínimo trimestralmente, com uma fonte de radiação de propriedade do Serviço de Radioterapia com resposta variando no máximo entre ± 1% ao ano;
> IV - ser aferido com uma fonte de radiação imediatamente antes e após a realização de transporte para fora do Serviço de Radioterapia; e
> V - ser armazenado em ambiente com condições controladas de temperatura e umidade relativa do ar, conforme recomendações do fabricante.

### 1.6.1 Método das Múltiplas Distâncias

Para se determinar a taxa de kerma no ar de referência da fonte, é necessário determinar a contribuição do espalhamento do sistema de posicionamento da fonte e da câmara, bem como das paredes da sala onde ele é utilizado. O Método de Múltiplas Distâncias (MMD) pode ser utilizado para determinar essa sobrecarga devido ao espalhamento, considerando que essa contribuição é constante quando a distância das paredes, piso e teto à fonte e à câmara são maiores do que 1 metro. Considera também que a radiação emitida pela fonte de $^{192}$Ir (Goetsch et al., 1991) obedece a lei do inverso do quadrado da distância, quando não há contribuição de qualquer outra fonte ou radiação espalhada. No caso de uma fonte de $^{192}$Ir posicionada em um meio diferente do vácuo, como no caso de um laboratório, a intensidade da fonte pode ser determinada por uma câmara de ionização, que, medirá ao mesmo tempo a intensidade da fonte e da radiação espalhada pelas paredes do laboratório e pelo sistema de posicionamento. O protocolo utilizado pelo LCR utiliza uma câmara Farmer, posicionada ao ar livre, com coeficientes de calibração para fótons com fluências de energias bem conhecidas (Goetsch et al., 1991; Maréchal et al., 1996). Esses coeficientes de calibração são interpolados para se obter o coeficiente de calibração para a fluência de energia do $^{192}$Ir.

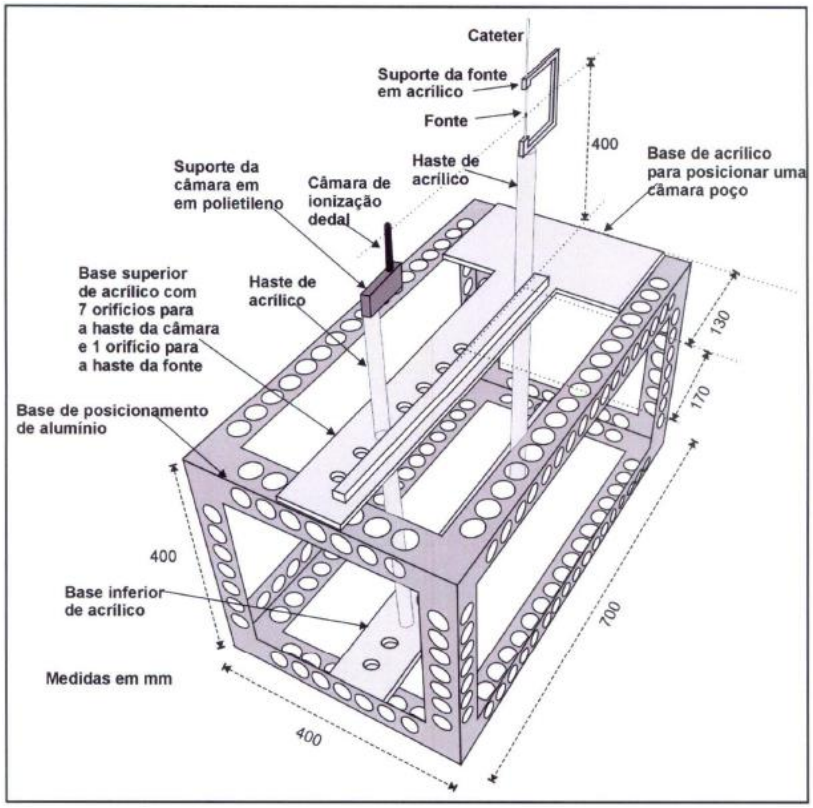
No LCR o coeficiente de calibração da câmara Farmer para a energia do $^{192}$Ir é obtido por meio da interpolação ponderada dos coeficientes de calibração, obtidos para essa câmara, para as energias do $^{60}$Co e Raios-X 250 kV. Isso ocorre devido não se ter uma calibração para o $^{192}$Ir, devido seu complexo espectro e sua meia vida muito curta. No Brasil, essa câmara é calibrada no Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI) do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), instituição designada para manter os padrões nacionais na área das radiações ionizantes.

Em 2007, DI PRINZIO implantou no LCR, o sistema de posicionamento para calibração de conjuntos dosimétricos com câmaras de ionização do tipo poço, e em 2009, esse sistema de posicionamento, foi validado através do trabalho de DI PRINZIO, R. e DE ALMEIDA, C. E, 2009. Com isso, a partir de 2012, o LCR começou a ofertar os serviços de calibração deste tipo de Conjuntos Dosimétricos.

O sistema de posicionamento desenvolvido por DI PRINZIO, R. e DE ALMEIDA, C. E, 2009, é composto por uma estrutura retangular vazada com dimensões de 70 x 40 x 40 cm$^3$ feita em alumínio e acrílico, conforme mostrado na Figura 15.

Todo o sistema de posicionamento é transportado dentro de uma mala especialmente construída para esse fim de modo que quando o sistema de posicionamento é colocado sobre a mesma a fonte fique posicionada a 1 metro de distância em relação ao piso (Figura 16).

Figura 15 – Desenho esquemático do sistema de posicionamento proposto por DIPRINZIO para realizar calibração da fonte de referência de $^{192}$Ir.




Fonte: DI PRINZIO, R.; DEALMEIDA, C. E, 2009.

A sua parte superior deste sistema, possui oito orifícios fixos (Figura 15). No primeiro orifício é introduzida uma haste de acrílico para o posicionamento do cateter endobrônquico, que deve estar conectado ao robô de braquiterapia, por onde a fonte de $^{192}$Ir irá percorrer, essa haste fica fixa e não se movimenta (Figura 16). Do segundo ao sétimo orifícios, que possuem uma distância fixa de 5 cm entre eles, teremos uma outra haste de acrílico na qual estará fixada a câmara de ionização tipo Farmer (Figura 15 e 16), e a cada aquisição de dados, será movimentada para o próximo orifício. Essa câmara deve ser conectada a um eletrômetro que estará posicionado na sala de controle. O segundo orifício está posicionado de modo que a distância entre a câmara Farmer e o cateter que permite o posicionamento da fonte de $^{192}$Ir, seja de aproximadamente 10 cm a partir dele, e a cada 5 cm a fonte é movimentada até chegar ao último orifício que possui uma distância de 40 cm em relação ao posicionamento do primeiro orifício onde está fixado o cateter endobrônquico.

Figura 16 – Sistema de posicionamento para realizar calibração da fonte de referência de $^{192}$Ir.

Fonte: Autora.

Após todo o sistema posicionado e conectado, o eletrômetro deve ser polarizado com a tensão declarada no certificado de calibração do conjunto dosimétrico, no caso do LCR, seu conjunto dosimétrico é calibrado a + 300 V. Após a polarização do eletrômetro, esperasse uma hora para que todo o sistema entre em equilíbrio eletrônico e ambiental.

Com a obtenção da taxa de kerma no ar de referência medida e já calculada e analisada, os Conjuntos Dosimétricos (Câmara do tipo poço + cabo + eletrômetro), podem ser calibrados gerando um coeficiente de calibração ( $N_K$ ) para a câmara de ionização do tipo poço. Esta calibração possibilitará definir com maior exatidão a dose prescrita no tratamento que está sendo entregue ao paciente.

A calibração da fonte de $^{192}$Ir ocorre para a redução da incerteza relacionada ao $K_R$ em relação ao valor fornecido pelo fabricante da fonte de $^{192}$Ir. Para um coeficiente de abrangência k=1 o fabricante apresenta em média uma incerteza de 1,7 % enquanto como o MMD conseguimos variar a incerteza, em média, para k=1 de 1,0 %. (DI PRINZIO, R.; DE ALMEIDA, C. E, 2009).

### 1.6.1.1 Incertezas Aplicada ao Método das Múltiplas Distâncias

As incertezas obtidas para o MMD desenvolvido por DI PRINZIO, R. e DE ALMEIDA, C. E, 2009 estão listadas na Tabela 1, onde foram comparadas com as incertezas obtidas com o mesmo método, porém com um sistema diferente, na Universidade de Wisconsin (UWADCL), local o qual o MMD desenvolvido foi validado.

Tabela 1 – Componentes da incerteza associada à determinação do $K_R$ com o sistema UWADCL e pelo sistema LCR durante a comparação direta.

| | Relative uncertainty (%) | | | |
|---|---|---|---|---|
| | UWADCL | | LCR | |
| | Type *A* | Type *B* | Type *A* | Type *B* |
| Measurement | | | | |
| Timing | | 0.0005 | | 0.0005 |
| Charge leakage | 0.02 | | 0.02 | |
| Resolution | | 0.05 | | 0.05 |
| Air density | | 0.1 | | 0.1 |
| Beam divergence | | 0.1 | | 0.4 |
| Voltage | | 0.1 | | 0.1 |
| Charge readout | 0.05 | 0.1 | 0.07 | 0.1 |
| Energy spectra at calibration ($^{137}$Cs or $^{60}$Co and x ray) | | 0.005 | | 0.01 |
| Nonuniformity[a] | | 0.02 | | 0.17 |
| *f* calculation | 0.70 | | 0.70 | |
| $N_K$(Ir) coefficient (interpolation) | | 0.42 | | 0.42 |
| Combined standard uncertainty | 0.84 | | 0.95 | |
| Expanded uncertainty ($k$=2.03) | 1.71 | | 1.92 | |

Fonte: DI PRINZIO, R. and DEALMEIDA, C. E, 2009.

O parâmetro *f* contribui com a maior incerteza, 0,70 %, para a incerteza padrão combinada porque inclui a incerteza de medição de distância. Essa medida, consiste em verificar a distância entre o meio do cateter e o meio da câmara Farmer. A interpolação do $N_K$ do conjunto dosimétrico com câmara Farmer também contribui com uma grande incerteza de 0,42 %. Essas duas incertezas juntas são 97 % da incerteza padrão combinada total na determinação da taxa de kerma no ar de referência pelo MMD (Tabela1) (DI PRINZIO, R.; DE ALMEIDA, C. E, 2009).

A incerteza expandida associada (com coeficiente de abrangência, *k*, igual a 2) ao coeficiente de calibração de uma câmara poço calibrada com o sistema proposto neste trabalho é de 2,0 %, onde estão incluídas, além das incertezas associadas à metodologia proposta, as incertezas associadas aos coeficientes de calibração da câmara Farmer, fornecida pelo LNMRI/IRD, conforme tabela 2 (DI PRINZIO, R.; DE ALMEIDA, C. E, 2009).

Tabela 2 – Componentes da incerteza associada à calibração de câmaras do tipo de poço medido em UWADCL e no LCR em comparação direta.

| | Relative uncertainty (%) | | | |
|---|---|---|---|---|
| | UWADCL | | LCR | |
| | Type *A* | Type *B* | Type *A* | Type *B* |
| $S_K$ determination | | 0.84 | | 0.95 |
| Chamber calibration | | | | |
| Charge leakage | 0.02 | | 0.02 | |
| Resolution | | 0.05 | | 0.05 |
| Air density | | 0.1 | | 0.1 |
| Electrometer | | | | |
| Voltage | | 0.1 | | 0.1 |
| Timing | | 0.002 | | 0.002 |
| Current readout | 0.1 | | 0.1 | |
| Source anisotropy | | 0.1 | | 0.1 |
| Source position | | 0.1 | | 0.1 |
| Combined standard uncertainty | 0.87 | | 0.98 | |
| Expanded uncertainty ($k$=2.00) | 1.74 | | 1.95 | |

Fonte: DI PRINZIO, R. and DEALMEIDA, C. E, 2009.

### 1.6.2 Calibração de Conjuntos Dosimétricos (Câmara Tipo Poço + Eletrômetro) no LCR

O LCR adotou o prazo definido na norma, CNEN NN 6.10 – Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Radioterapia, conforme item 1.6 deste trabalho, para emissão de certificado de calibração de seus Conjuntos Dosimétricos, com câmaras de ionização do tipo poço. Essas calibrações são realizadas diversas vezes ao ano de acordo com as agendas de calibração dos conjuntos dosimétricos dos usuários, onde um conjunto pertencente ao LCR é levado para ser re-calibrado, o que permite uma estatística robusta de análise dos resultados encontrados nas calibrações.

Antes dos conjuntos dosimétricos serem calibrados, precisa-se determinar a taxa de kerma no ar de referência ($K_R$) que é obtido através do Método das Múltiplas Distâncias para a fonte de $^{192}$Ir com o conjunto dosimétrico de câmara Farmer fabricada pela empresa PTW, mod. TN30010 e um eletrômetro fabricado também pela empresa PTW, mod. Unidos E, mencionado no item 1.6.1 deste trabalho. Após a obtenção dessa taxa de kerma no ar de referência, as calibrações podem seguir de modo que sejam determinados os coeficientes de calibração ($N_K$) para os conjuntos dosimétricos do LCR e dos usuários.

O LCR possui três conjuntos dosimétricos (câmara de ionização do tipo poço + cabo + eletrômetro), duas câmaras fabricadas pela empresa Standard Imaging, mod. HDR 1000 Plus e mod. HDR 1000 e uma câmara fabricada pela empresa PTW, mod. TN33004, as três câmaras fazem conjunto com o eletrômetro PTW, mod. Unidos E.

Esses conjuntos passam por controles da qualidade internos no Laboratório de Metrologia do LCR (LABMETRO). A periodicidade desses controles é determinada em procedimentos internos, cerca de quatro vezes ao ano. Seus dados são apresentados em gráficos e analisados de modo que suas variações de estabilidade estejam conforme a norma ABNT NBR IEC 60731 referente ao serviço de radioterapia.

De acordo com a norma citada acima, em seu parágrafo 5.2.2 pág. 30 que se refere a estabilidade dos Conjuntos Dosimétricos, diz:

> 5.2.2.1 Estabilidade de longo prazo: Os LIMITES DE VARIAÇÃO DE RESPOSTA de uma CÂMARA DE IONIZAÇÃO quando irradiada em um campo reprodutível de RADIAÇÃO GAMA de Cobalto-60 ou Césio-137 não podem ser maiores que
> - ± 1,0 % por um ano, para um CONJUNTO DE CÂMARA de campo;
> - ± 0,5 % por um ano, para um CONJUNTO DE CÂMARA de referência;
> - ± 1,0 % por um mês, para um CONJUNTO DE CÂMARA de varredura;

Desta maneira, os três conjuntos de câmaras pertencentes ao LABMETRO/LCR, são considerados *CONJUNTOS DE CÂMARAS DE CAMPO*, possuindo um limite de estabilidade de ± 1,0 % ao longo de um ano.

Como a proposta do trabalho é a implantação do Método da Substituição no serviço de calibração dessas câmaras, faz-se necessário que um de seus conjuntos, passe a possuir uma estabilidade mais restritiva, passando de ± 1,0 % para ± 0,5 % como recomendado pela norma (ABNT IEC 60731).

Os conjuntos dosimétricos passam por um controle da qualidade periódico, de três em três meses, com o uso de uma fonte teste de $^{137}$Cs de atividade 1,1 GBq, codificada como LABMETRO-FO-107.

Esses conjuntos ficam acondicionados em dessecadores em ambiente climatizado, permitindo assim estarem livre de umidade e qualquer tipo de poeira que venham a interferir suas medições.

O controle da qualidade é feito da seguinte forma:

- → Retirá-se os conjuntos dosimétricos do dessecador para colocá-los na sala que serão feito os testes;
- → Faz-se a conexão da câmara com o cabo de extensão que será conectado ao eletrômetro que ficará na sala de controle para permitir o seu manuseio;
- → Polariza-se o eletrômetro a uma tensão de + 300 V;
- → Posiciona-se a sonda de contato do termômetro na base da câmara para que possa ser coletado os valores de temperatura a cada aquisição de medidas, conecta-se o cabo USB extensor para que o mesmo seja ligado no computador para visualização do software do termômetro;
- → Abrir o software do transdutor Vaisala para acompanhar a pressão atmosférica que também será coletada a cada aquição de dados;
- → Após todo o sistema conectado, esperá-se cerca de uma hora para que o sistema entre em equilíbrio eletrônico e ambiental;
- → É inserido o inserto da câmara onde a fonte será colocada;
- → Inseri-se a fonte teste de $^{137}Cs$ que deve ser manipulada através de uma pinça;

Desta forma, a aquisição das medidas pode ser iniciada e anotada em planilhas próprias do sistema da qualidade do LCR.

Após os controles serem feitos, os conjuntos dosimétricos voltam ao dessecador para ficarem acondicionados de forma adequada.

Outro teste que também é considerado um controle da qualidade é quando os conjuntos do LCR são levados nos períodos de calibração do serviço, que permite verificar o sistema de calibração, fonte, cateter, código computacional, se ocorreram algum problema ou intercorrências que possam impossibilitar as calibrações dos conjuntos dos usuários.

Sendo assim, um dos conjuntos dosimétricos do LCR sempre são calibrados no mesmo dia da calibração de um conjunto dosimétrico do usuário.

Os conjuntos são calibrados da seguinte maneira:

- → Ao chegar no Hospital todo o conjunto dosimétrico deve ser conectado. Após conexão, o eletrômetro deve ser polarizado a + 300 V. Após polarização, o conjunto ficará estabilizando aproximamente de 40 min a 1 hora.
- → É necessário acoplar o holder (Inserto da fonte) na câmara de ionização do tipo poço para a fonte de $^{192}$Ir, de modo que fique preso pois irá adentrar em seu orifício o cateter endobrônquico por onde a fonte se desloca, para que não saia do lugar com o deslocamento da fonte de $^{192}$Ir. Esse cateter é referente a cada equipamento de pós carga remota, podem variar seu tamanho, espessura e também sua cor. Também são utilizados para dosimetria.
- → Todas as leituras são registradas em uma planilha de calibração. Preenchida para cada usuário de modo que a única informação comum a todos será o valor da intensidade de taxa de kerma no ar que permitirá a correção do decaimento da fonte de $^{192}$Ir.
- → Antes do início das leituras, é realizada a avaliação da corrente de fuga do conjunto. Expõe-se a fonte por cerca de 60 segundos e registra-se a carga, em Coulomb (C), acumulada, após esse tempo a fonte é recolhida. Anota-se o valor da carga acumulada e espera-se um tempo cerca de cinco vezes maior do tempo de exposição da fonte. Ao final desse tempo, anota-se o valor final de carga coletado pelo eletrômetro. Valores esses colocados na planilha de calibração, onde nos permite verificar se o equipamento possui fuga ou não. A calibração poderá prosseguir se a fuga for inferior a ± 0,5 % do valor inicial encontrado(ABNT IEC 60731).
- → O próximo passo é a definição do ponto de resposta máxima da câmara em relação a intensidade da fonte de $^{192}$Ir. Esse processo é feito com a fonte percorrendo um trecho já determinado do cateter utilizado para cada sistema de calibração. Esse trecho de varredura já é previamente conhecimento de acordo com o modelo de câmara. Assim determina-se o ponto de resposta máxima da câmara do tipo poço.
- → Após a determinação do ponto de resposta máxima é necessário estabelecer os fatores de correção para as grandezas de influência, que são a recombinação iônica ($k_S$), a temperatura e pressão ($k_{T,P}$) e o fator do efeito polaridade ($k_{pol}$).

- → Anota-se data e horário de início das leituras, que permite a correção para o decaimento da fonte. Temperatura e pressão iniciais das leituras, são anotados.
- → Com o ponto de resposta máxima programado no código computacional do sistema de planejamento, são feitas cinco leituras em modo corrente (Ampère) no eletrômetro.
- → Após a aquisição das cinco leituras iniciais, deve-se fazer cinco leituras reduzindo-se a tensão para +150 V, o que irá nos possibilitar fazer o cálculo para o fator de recombinação iônica para o volume sensível da câmara.
- → Depois, para o cálculo do efeito de polaridade, colocamos uma tensão de – 300 V e mais cinco leituras são coletadas.
- → Anota-se os valores de temperatura e pressão finais as leituras para a correção das condições ambientais para os valores de referência.
- → Após os ajustes necessários o $N_K$ é determinado.
- → A tensão é retirada do equipamento, o sistema todo recolhido e as análises dos resultados serão discutidos pela equipe do serviço Poço no LCR. O LCR possui registro quando disponibilizado pelo usuário da calibração de fábrica, assim como, de todas as calibrações já realizadas.
- → Após a conclusão da análise dos resultados, os certificados são emitidos, passados por conferência, e após liberado em portal próprio com acesso restrito para a usuário.

### 1.6.3 Método da Substituição (MS)

Em 1999, a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) publicou o documento "Calibration of Brachytherapy Sources - Recomendations on Standardized Procedures for the Calibration of Brachytherapy Sources at SSDLs and Hospitals," TECDOC-1079, com o objetivo de estabelecer um procedimento de calibração para fontes utilizadas em braquiterapia. Neste documento, foram recomendados dois procedimentos para a determinação da intensidade de kerma no ar dessas fontes (MARECHAL. M.H. et. Al, 2005). Uma delas é a calibração usando medições em ar livre, utilizando uma câmara de ionização do tipo Farmer e a outra é baseada no uso de uma câmara de ionização do tipo poço. Ambos

os métodos são recomendados no documento técnico publicado pela Agência Internacional de Energia Atômica (TECDOC 1274).

Esses procedimentos têm como objetivo padronizar e garantir a precisão da calibração das fontes, tornando-as seguras e confiáveis para uso em procedimentos de braquiterapia. Essa calibração é essencial para garantir que as doses de radiação administradas aos pacientes sejam precisas e adequadas para o tratamento de doenças.

Na América Latina, atualmente, os serviços de calibração utilizam câmaras de ionização do tipo poço, calibradas em laboratórios primários ou secundários, para determinar a taxa de kerma no ar da fonte de $^{192}$Ir. Nesses serviços, essas câmaras são utilizadas como padrões de referência na aplicação do Método da Substituição para a calibração de câmaras de ionização do tipo poço dos usuários.

O Método da Substituição consiste em comparar a resposta do conjunto dosimétrico do usuário com a resposta de um conjunto dosimétrico de referência (TRS 398). Sendo assim, o coeficiente de calibração ( $N_{K_{CPU}}$ ) do conjunto dosimétrico do usuário, obtido pelo Método da Substituição, é determinado por meio da expressão abaixo:

$$N_{K_{CPU}} = \frac{M_{REF}}{M_{CPU}} \cdot N_{K_{REF}} \tag{18}$$

onde:

$N_{K_{CPU}} \rightarrow$ Coeficiente de calibração do conjunto dosimétrico do usuário;

$M_{REF} \rightarrow$ Resposta corrigida do conjunto dosimétrico de referência;

$M_{CPU} \rightarrow$ Resposta corrigida do conjunto dosimétrico do usuário;

$N_{K_{REF}} \rightarrow$ Coeficiente de calibração do conjunto dosimétrico de referência;

A qualidade de radiação está relacionada com a energia emitida pela fonte. Sendo o $N_{K_{CPU}}$ fornecido para a energia na qual o usuário final irá utilizar o conjunto dosimétrico (câmara de ionização do tipo poço + cabo + eletrômetro). Para a braquiterapia de alta taxa de dose, o Conjunto Dosimétrico deve ser calibrado para energia da radiação emitida pela fonte de $^{192}$Ir (TRS 398) que é a utilizada na braquiterapia de alta taxa de dose (HDR), no Brasil.

# 2 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho foram utilizados alguns conjuntos dosimétricos e equipamentos de controle para realização das medições. A infraestrutura utilizada no desenvolvimento desse trabalho foi disponibilizada pelo Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR) da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ).

Serão apresentados neste capítulo todos os materiais e métodos utilizados no processo de aplicação do Método da Substituição para as calibrações das câmaras de ionização do tipo poço.

Além dos equipamentos que serão descritos utiliza-se protocolos e procedimentos internos para execução do método atual, MMD, além de ter sido desenvolvido neste trabalho um protocolo específico para a aplicação do Método da Substituição.

## 2.1 Equipamentos utilizados

Os equipamentos utilizados no processo de aplicação do método proposto são:

→ Fonte de $^{192}$Ir (figura 7, p.32) soldada na extremidade de um fio de aço flexível.

Essa fonte possui um núcleo de uma liga irídio-platina, encapsulado em um tubo de platina ou aço inox para blindagem dos raios beta produzidos no decaimento. Sua energia máxima de emissão beta é de 670 keV, e a energia média de emissão gama é de 370 keV. Esse radionuclídeo possui uma meia vida de 73,84 dias e atualmente essa fonte é fabricada pela empresa Curium Netherlands B.V.

→ Equipamento de Pós Carga Remota (Robô) (Figura 9, p.34) – Composto de um robô com um cofre onde a fonte de $^{192}$Ir é armazenada quando não é exposta. Esse robô tem conexão através de um sistema de controle com os sistemas de segurança, travamento de porta, e sinalização de exposição para a fonte, através de códigos computacionais que possibilitam o planejamento das

doses, posições e tempos de paradas nos tratamento, e nas atividades de controle da qualidade.

→ Cateter endobrônquico – cateter utilizado no controle da qualidade do sistema.

→ C1 - Conjunto Dosimétrico 1 composto de: uma câmara de ionização do tipo poço (Figura 6, p. 32), fabricada pela empresa Standard Imaging, modelo HDR 1000 Plus, número de série A+950681, identificação interna LABMETRO-CI-041, possui as seguintes caracteristicas: Volume ativo de 245 $cm^3$; 15,6 cm de altura e 10,2 cm de diâmetro; massa de 2,7 kg; Poço com 3,5 cm de diâmetro e 12,1 cm de altura. Sua faixa de leitura é de 0,01 mCi a 20 Ci. Estabilidade declarada pelo fabricante de ≤ 0,2 % num período de dois anos. Tensão de trabalho sugerida de ± 300 V (manual do equipamento SI).

*Eletrômetro* (Figura 8, p.33), fabricado pela PTW, modelo Unidos E, número de série 80214, identificação interna LABMETRO-EL-028. Estabilidade ao longo do tempo declarada de ≤ ± 0,1 % ao ano. Pode ser utilizado em tensões de até ± 400 V, em intervalos de 50 V.

*Plug de conexão,* PTW T26027.1.002-0,3, entrada triax tipo M com saída BNC que faz a conexão entre eletrômetro e a câmara de ionização tipo poço através do *cabo de extensão,* PTW T26005.1.002-10 com conectores BNC macho e fêmea.

Certificado de calibração P0001/2023, emitido pelo LABMETRO/LCR/UERJ, data da calibração 02/02/2023, incerteza expandida 2,5 % (k=2).

→ C2 - Conjunto Dosimétrico 2 composto de: uma câmara de ionização do tipo poço (Figura 6, p. 32), fabricado pela empresa Standard Imaging, modelo HDR 1000, número de série A950883, identificação interna LABMETRO-CI-042, possui as seguintes características: Volume ativo de 245 $cm^3$; 15,6 cm de altura, 10,2 cm de diâmetro; massa de 2,7 kg; Poço com 3,5 cm de diâmetro e 12,1 cm de altura. Sua faixa de leitura é de 0,01 mCi a 20 Ci. Estabilidade declarada pelo fabricante de ≤ 0,2 % num período de dois anos. Tensão de trabalho sugerida pelo fabricante de ± 300 V (manual do equipamento SI).

*Eletrômetro* (Figura 8, p.33), *conector, cabo de conexão* são os mesmos apresentados no Conjunto C1.

Certificado de calibração P0002/2023, emitido pelo LABMETRO/LCR/UERJ, data da calibração 02/02/2023, incerteza expandida 2,5 % (k=2).

→ C3 - Conjunto Dosimétrico 3 composto de: uma câmara de ionização do tipo poço (Figura 6, p. 32), fabricada pela empresa PTW, modelo TN33004, número de série 0150, identificação interna LABMETRO-CI-043, possui as seguintes características: Volume ativo de 200 $cm^3$; 19,05 cm de altura, 9,3 cm de diâmetro, 17,8 cm diâmetro da sua base; massa de 2,4 kg; Poço com 3,2 cm de diâmetro. Estabilidade ao longo do tempo declarada pelo fabricante de 1 % ao ano. Tensão máxima de 500 V.

*Eletrômetro* (Figura 8, p.33), *conector*, *cabo de conexão* são os mesmos apresentados no Conjunto C1.

Certificado P0003/2023, emitido pelo LABMETRO/LCR/UERJ, data da calibração 02/02/2023, incerteza expandida 2,5 % (k=2).

→ Barômetro – fabricante Vaisala, modelo PTU303, número de série L5310715, identificação interna LABMETRO-TD-216. Estabilidade ao longo do tempo declarada pelo fabricante é de ± 0,1 hPa ao ano. Possui uma faixa de trabalho de pressão de 500 hPa até 1100 hPa.

Certificado de calibração E11361A/22, emitido pelo Laboratório Precisão Metrológica Elus Instrumentação, data da calibração 02/08/2022, incerteza expandida 0,02 % (k=2).

→ Termômetro - fabricante Ômega, modelo HH804U, número de série 220021, identificação interna LABMETRO-TM-186. Estabilidade ao longo do tempo declarada pelo fabricante é de ± 0,2 °C ao ano. Possui uma faixa de trabalho de temprperatura de -200 °C até 800 °C.

Certificado de calibração T-8306/22, emitido pelo Laboratório CTJ Tecnologia & Confiabilidade, data da calibração 21/12/2022, incerteza expandida 0,2 % (k=2).

→ Computador de trabalho com planilhas de registro da calibração validadas no LCR.

## 2.2 Metodologia utilizada para aplicação do Método da Substituição (MS)

Para o MS seja aplicado é necessário seguir os seguintes passos: escolha de um conjunto dosimétrico de referência com base em sua estabilidade; avaliação da incerteza, identificando as fontes de incerteza mais relevantes; aplicação do MS, com base em testes realizados em dados obtidos do banco de dados do LCR; inserção do MS no sistema da qualidade do LCR.

### 2.2.1 Escolha do Conjunto Dosimétrico de Referência

O LCR possui três conjuntos dosimétricos já mencionados no item 3.1 deste trabalho, definidos como, C1, C2 e C3.

Esses conjuntos dosimétricos passam por controles da qualidade internamente de forma periódica. A periodicidade desses controles são determinados em procedimentos internos de modo que sejam reproduzidos de três em três meses, conforme mencionado no item 2.6.2 deste trabalho.

Para a aplicação do MS, tem-se a necessidade de que ao menos um dos conjuntos dosimétricos pertencentes ao LCR se torne conjunto dosimétrico referência, pois atualmente esses conjuntos são considerados de campo. Os controles da qualidade desses equipamentos, foram observados e analisados para verificar a possibilidade de estreitamento nos limites de variação utilizados atualmente. De acordo com a norma ABNT NBR IEC 60731, para se tornar um conjunto de câmara referência, seus limites precisam estar dentro de um intervalo de ± 0,5 % e os conjuntos do LCR como são considerados conjuntos de campo, se possuem um intervalo de estabilidade de ± 1,0 %.

A partir das análises dos gráficos de controle da qualidade dos três conjuntos, será possível definir um conjunto dosimétrico de referência para aplicação do MS no serviço de calibração do LCR.

### 2.2.2 Avaliação da Incerteza do Método da Substituição (MS)

O cálculo de incerteza foi baseado na Equação 10, equação geral de propagação de incertezas, e Equação 18, relação funcional do Método da Substituição, para obtenção do $N_{K_{CPU}}$ coeficiente de calibração do conjunto dosimétrico do usuário.

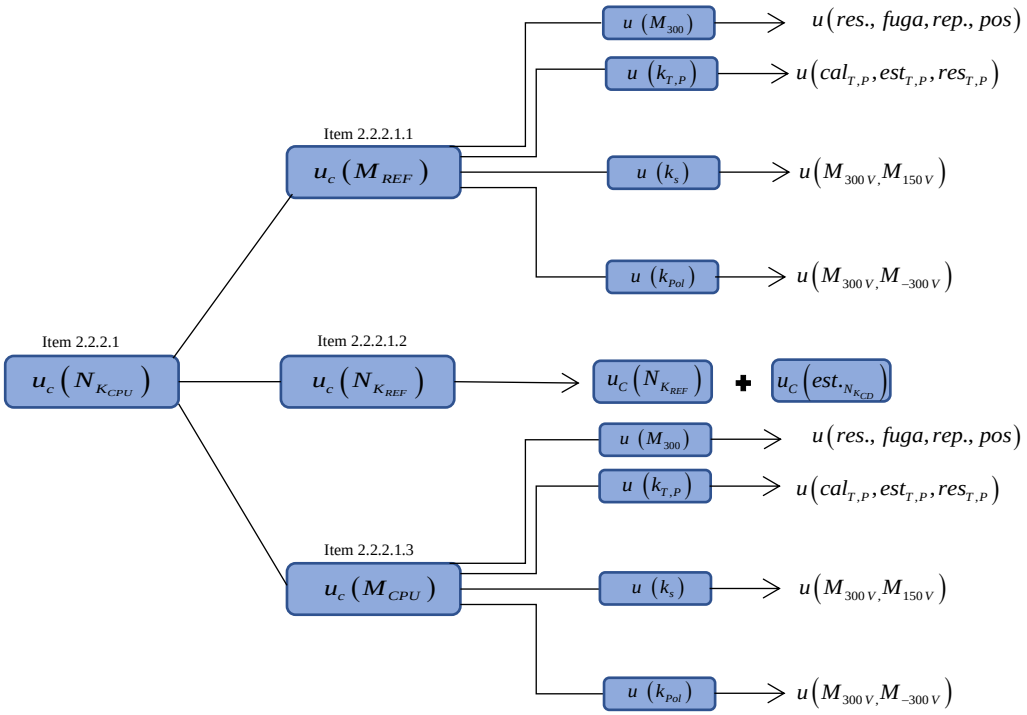
$$u_C^2(y) = \sum_{i=1}^{N} \left[ \frac{\partial f}{\partial x_i} \right]^2 \cdot u^2(x_i) \tag{10}$$

$$N_{K_{CPU}} = \frac{M_{REF}}{M_{CPU}} \cdot N_{K_{REF}} \tag{18}$$

A partir da equação 18, foi montado um organograma, Figura 17 abaixo, com todas as componentes de incertezas que de alguma forma influenciam a calibração através do método proposto.

As planilhas de calibração foram alteradas para conter o $M_{corrigido}$ que é o valor médio das leituras feitas em + 300 V multiplicado pelos outros fatores de correção que serão apresentados a seguir.

Figura 17 – Esquema das incertezas




Fonte: Autora.

Como pode ser observado no organograma acima, para obter a incerteza final ( $N_{K_{CPU}}$ ) que é incerteza relacionado ao Método proposto, o cálculo foi dividido em três partes, equação de $M_{REF}$ , equação de $N_{K_{REF}}$ , equação de $M_{CPU}$ .

Os cálculos apresentados para $M_{REF}$ e $M_{CPU}$ são os mesmos, o que difere são os dados obtidos na calibração de cada conjuntos dosimétrico.

### 2.2.2.1 Propagação da incerteza para o $N_{K_{CPU}}$ determinado pelo MS

Com a combinação das equações 10 e 18, foram obtidas as derivadas parciais de cada uma das componentes de incerteza apresentadas na equação 19.

$$u_C^2\left(N_{K_{CPU}}\right) = \left[\frac{\partial N_{K_{CPU}}}{\partial M_{REF}} \times u_{M_{REF}}\right]^2 + \left[\frac{\partial N_{K_{CPU}}}{\partial N_{K_{REF}}} \times u_{N_{K_{REF}}}\right]^2 + \left[\frac{\partial N_{K_{CPU}}}{\partial M_{CPU}} \times u_{M_{CPU}}\right]^2 \qquad (19)$$

A seguir, serão apresentado os cálculos para cada uma das três componentes da equação 19.

2.2.2.1.1 Equação da Média corrigida de referência ( $M_{REF}$ )

Como observado na figura 7, $M_{REF}$ possui quatro componentes de incerteza.

$$M_{REF} = M_{300\ V} \times k_{T,P} \times k_S \times k_{pol} \quad (20)$$

Onde:

$M_{300\ V}$ é a média das leituras obtidas a 300 V;

$k_{T,P}$ é o fator de correção para temperatura e pressão de referência;

$k_S$ é o fator de correção para a eficiência na coleta de íons;

$k_{pol}$ é o fator de inversão de polaridade.

Foi calculada a incerteza combinada para $M_{REF}$ :

$$u_C^2(M_{REF}) = \left[\frac{\partial M_{REF}}{\partial M_{300V}} \times u_{M_{300V}}\right]^2 + \left[\frac{\partial M_{REF}}{\partial k_{TP}} \times u_{k_{TP}}\right]^2 + \left[\frac{\partial M_{REF}}{\partial k_s} \times u_{k_S}\right]^2 + \left[\frac{\partial M_{REF}}{\partial k_{pol}} \times u_{kpol}\right]^2 \quad (21)$$

Para $u_{M_{300V}}$ , incerteza da média de + 300 V, possui quatro contribuições compostas por, *posicionamento da fonte de* $^{192}Ir$, *corrente de fuga do Conjunto Dosimétrico, resolução das medidas* e *repetitividade das leituras* obtidas na calibração. O posicionamento da fonte de $^{192}$Ir foi obtido experimentalmente aplicando a menor variação obtida pelo software de ± 0,25 cm (intervalo de medida do software de braquiterapia do fabricante Elekta) para cima e para baixo na posição de máximo da fonte. A partir disso, foi verificado a maior diferença entre os resultados, 0,07 nA.

O teste de corrente de fuga é um procedimento elétrico usado para medir a quantidade de corrente que flui em um circuito indesejado. Segundo a norma ABNT NBR IEC 60731, a

corrente de fuga máxima deve representar no máximo 0,5 % da corrente obtida com a menor taxa de kerma no ar.

A resolução das leituras é referente a resolução do eletrômetro para a escala escolhida na aquisição das leituras.

A repetitividade das leituras é a condição de medição num conjunto de condições, as quais incluem o mesmo procedimento de medição, os mesmos operadores, o mesmo sistema de medição, as mesmas condições de operação e o mesmo local, assim como medições no mesmo objeto ou em objetos similares durante um curto período de tempo (VIM, 2012).

Para $u_{k_{T,P}}$, incerteza para temperatura e pressão, possui três contribuições compostas por *calibração do termômetro e barômetro*, *resolução do termômetro e barômetro* e *estabilidade do termômetro e barômetro*. Por se tratar de uma incerteza com duas variáveis, faz-se necessário o cálculo do coeficiente de sensibilidade.

As câmaras de ionização tipo poço não são seladas, ou seja, troca ar com o ambiente externo, por esse motivo devem ser feitas correções no valor da corrente de ionização para temperatura e pressão ambientais em relação a valores de referência, quando o alcance da radiação primária for maior que as dimensões da câmara. O fator de correção $k_{T,P}$ para as condições de referência de temperatura e pressão, isto é, 20 °C e 101,325 kPa, pode ser determinado através da equação 22.

$$k_{T,P} = \frac{(273{,}15 + T) \times 101{,}325}{(293{,}15 \times P)} \tag{22}$$

A partir dessa equação 22, foi obtida derivada parcial para o fator de correção de temperatura e pressão onde será calculado o coeficiente de sensibilidade do $k_{T,P}$ (fator de conversão de unidades de medida), equação 23.

$$u_{k_{TP}}^2 = \left[\frac{\partial k_{TP}}{\partial T} \times u_T\right]^2 + \left[\frac{\partial k_{TP}}{\partial P} \times u_P\right]^2 \tag{23}$$

A incerteza da calibração do termômetro e barômetro, foi obtida através da incerteza expressa no certificado de calibração da última calibração desses equipamentos. Para o termômetro, certificado T-8306/22, para o barômetro, certificado E11361A/22.

A resolução é a menor variação da grandeza medida que causa uma variação perceptível na indicação correspondente (VIM, 2012), de ambos os equipamentos.

Estabilidade do termômetro a longo tempo foi considerada a incerteza obtida no certificado de calibração devido ter apenas uma calibração. Já o barômetro, como o mesmo possui três calibrações, foi obtida a maior variação de incerteza apresentada no certificado de calibração.

Para $u_{k_S}$ , incerteza do fator de recombinação iônica, possui duas contribuições compostas por *média das leituras obtidas a 300 V* e *média das leituras obtidas a 150 V* para cada uma delas serão determinadas, *posicionamento da fonte de* $^{192}Ir$, *corrente de fuga do Conjunto Dosimétrico*, *resolução das medidas* e *repetitividade das leituras* . Por se tratar de uma incerteza com duas variáveis, faz-se necessário o cálculo do coeficiente de sensibilidade.

O fator de recombinação iônica $k_S$ , pode ser determinado através da equação 24.

$$k_S = \frac{3}{4 - \frac{M_{300V}}{M_{150V}}} \tag{24}$$

A partir dessa equação 24, foi obtida derivada parcial para o fator de recombinação iônica onde será calculado o coeficiente de sensibilidade, equação 25.

$$u_{k_S}^2 = \left[ \frac{\partial k_S}{\partial M_{300V}} \times u_{M_{300V}} \right]^2 + \left[ \frac{\partial k_S}{\partial M_{150V}} \times u_{M_{150V}} \right]^2 \tag{25}$$

Para a componente de incerteza $M_{300\,V}$ e $M_{150\,V}$ que possuem cada uma delas suas próprias contribuições, foram calculadas exatamente como já citadas acima no item 3.2.2.1 $u_{M_{300V}}$ .

Para $u_{k_{pol}}$, incerteza do fator de inversão de polaridade, possui duas contribuições compostas por *média das leituras obtidas a 300 V* e *média das leituras obtidas a -300 V* para cada uma delas serão determinadas, *posicionamento da fonte de* $^{192}Ir$, *corrente de fuga do Conjunto Dosimétrico*, *resolução das medidas* e *repetitividade das leituras* . Por se tratar de uma incerteza com duas variáveis, faz-se necessário o cálculo do coeficiente de sensibilidade.

O fator de inversão de polaridade $k_{pol}$ , pode ser determinado através da equação 26.

$$k_{pol} = \frac{M_{-300V} + M_{300V}}{2 \times M_{-300V}} \tag{26}$$

A partir dessa equação 26, foi obtida derivada parcial para o fator de recombinação iônica onde será calculado o coeficiente de sensibilidade, equação 27.

$$u_{k_{pol}}^2 = \left[ \frac{\partial k_{pol}}{\partial M_{-300V}} \times u_{M_{-300V}} \right]^2 + \left[ \frac{\partial k_{pol}}{\partial M_{300V}} \times u_{M_{300V}} \right]^2 \tag{27}$$

Para a componente de incerteza $M_{300\,V}$ e $M_{-300\,V}$ que possuem cada uma delas suas próprias contribuições, foram calculadas exatamente como já citadas acima no item 3.2.2.1 $u_{M_{300V}}$.

2.2.2.1.2 Coeficiente de calibração de referência ( $N_{K_{REF}}$ )

$N_{K_{REF}}$ é o coeficiente de calibração do Conjunto Dosimétrico de Referência. $N_{K_{REF}}$ possui duas contribuições de incerteza compostas pela *incerteza de calibração relacionada com o coeficiente de calibração de referência* e a *estabilidade dos coeficientes de calibração obtidos pelo Conjunto Dosimétrico num período de dois anos*, equação 28.

$$u_{N_{K\,REF}}^2 = \left[ u_{Cal} \right]^2 + \left[ u_{est_{NK}} \right]^2 \tag{28}$$

O coeficiente de calibração utilizado é o obtido no último certificado de calibração do Conjunto Dosimétrico de Referência, disposto no ANEXO A.

A estabilidade foi obtida a partir da maior diferença entre os $N_K$ gerados para o Conjunto de referência num período de dois anos.

2.2.2.1.3 Equação da Média corrigida do usuário ( $M_{CPU}$ )

Como mencionado no item 2.2.2.1.1, os cálculos apresentados para $M_{REF}$ e $M_{CPU}$ serão os mesmos, a única coisa que irá mudar, serão os valores obtidos para cada componente descrita no item citado através da planilha de calibração.

Após aplicação dos valores na equação 19 e resolução, foi calculado o grau de liberdade de acordo com a equação 13, que estimou a confiabilidade do resultado da medição. Com o resultado obtido, pode-se achar o fator de abrangência, *k*, que esta relacionado com a confiabilidade das medidas obtidas a partir do grau de liberdade. Nesse caso, foi utilizado a Tabela 4 t-*student* disposta no ANEXO B, para visualização do valor de *k* a partir do valor obtido no cálculo do grau de liberdade.

Após a obtenção do grau de liberdade, foi feito o cálculo da incerteza padrão combinada conforme equação 12, utilizando o resultado da incerteza combinada obtida através da equação 19 e o fator de abrangência encontrado na tabela t-*student*.

Desta forma foi obtido o valor da incerteza expandida para o MS.

2.2.3 Aplicação do Método da Substituição (MS)

O MS será aplicado e o $N_K$ utilizado será do conjunto de referência, escolhido como descrito no item 2.2.1. Essa aplicação do MS será feita por meio dos testes 1, 2 e 3 descritos abaixo. Será utilizado nesses testes o banco de dados de calibrações do LCR, determinados com o MMD, para os conjuntos pertencentes ao LCR assim como dos usuários. As planilhas de registro dessas calibrações forão duplicadas e suas cópias serão modificadas para que sejam apresentados os resultados das indicações da média corrigida da corrente ($M_{corrigido}$), de

modo que a planilha original de calibração não possa ser modificada. Esses valores médios serão utilizados na equação 18 para que o $N_K$ seja determinado por meio do Método da Substituição. Para que o valor de $N_K$ seja determinado corretamente, as correntes corrigidas da câmara de referência e da câmara em calibração deverão ter o decaimento corrigido para a mesma data de referência.

#### 2.2.3.1 Teste 1

No teste 1, será feita uma comparação entre o $N_K$ obtido por meio do MMD e o $N_K$ determinado com o MS, para os conjuntos pertencentes ao LCR que não foram definidos como de referência. Para o conjunto de referência serão utilizados os $N_K$ determinados nos últimos três certificados de calibração obtido pelo MMD.

#### 2.2.3.2 Teste 2

O teste 2, consiste na aplicação da metodologia do teste 1, porém a comparação será realizada entre os dados do conjunto dosimétrico de referência e os dados do conjunto dosimétrico dos usuários calibrados no mesmo dia.

Todas as calibrações que ocorreram a partir da emissão do certificado de 2019 até a última calibração antes da emissão do certificado de 2021, serão referenciadas ao $N_K$ do certificado de calibração emitido no ano de 2019, e da mesma maneira, para o $N_K$ do certficado de calibração emitido em 2021.

#### 2.2.3.3 Teste 3

O teste 3 consiste em comparar, os $N_K$ dos métodos, considerando o histórico de calibrações de um mesmo conjunto dosimétrico do usuário. Foram analisados os dados de clientes que possuíam ao menos três calibrações com o mesmo conjunto dosimétrico.

### 2.2.4 Inserção do Método da Substituição no Sistema da Qualidade do LCR

Para implantar o MS no serviço de calibração do LCR, o novo processo de calibração precisa ser sistematizado e incluído no sistema da qualidade do LCR.

Por ser um Laboratório acreditado, todos os processos relacionados a um serviço precisam ser controlados, analisados e registrados de acordo com a ABNT NBR ISO 17.025.

O controle da qualidade do conjunto dosimétrico de referência deve ter sua periodicidade reduzida e seus limites de referência restringidos para ± 0,5 % ao ano, conforme aponta a norma ABNT NBR IEC 60731, assim como sua planilha de checagem intermediária modificada.

Um procedimento para o MS que contemple a forma de controle da qualidade para um conjunto de câmara de referência, calibração e novas planilhas de registro para a calibração dos conjuntos devem ser elaborados.

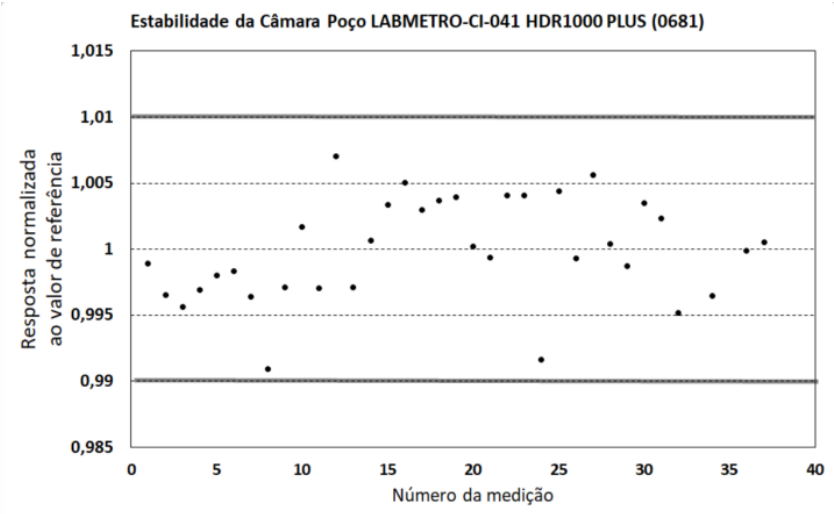
A periodicidade de calibração para o conjunto dosimétrico de referência precisa ser definido, pois isso implica na calibração da fonte de $^{192}$Ir para braquiterapia para que o conjunto seja calibrado seguindo o Método das Múltiplas Distâncias, para assim manter a rastreabilidade na calibração dos conjuntos dosimétricos dos usuários.

# 3 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Serão apresentados os resultados dos testes realizados para a aplicação do Método da Substituição, assim como suas incertezas.

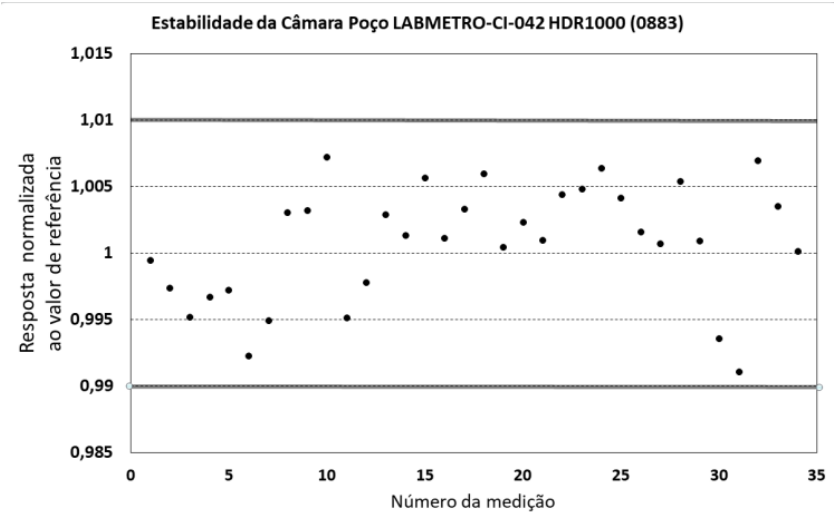
Abaixo, podemos observar os Gráficos 1, 2 e 3 referentes aos três conjuntos dosimétricos pertencentes ao LCR.

Gráfico 1 – Estabilidade C1



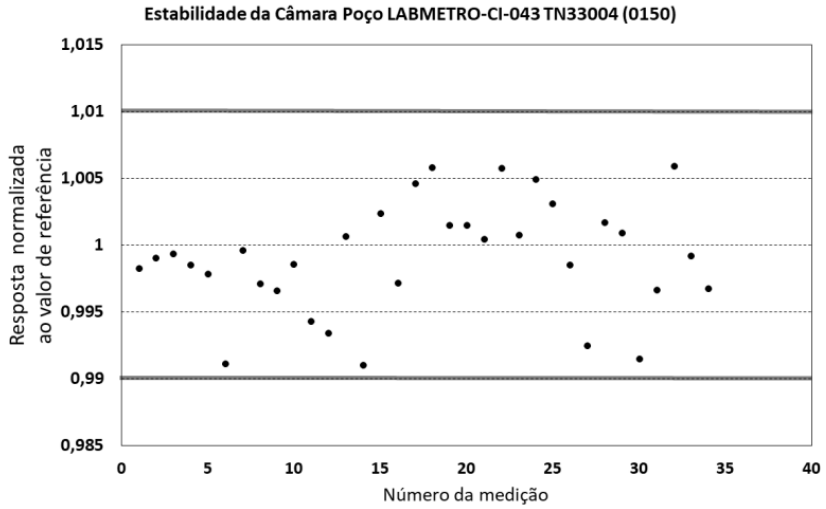

Fonte: Sistema da Qualidade do LABMETRO (SQL).

Gráfico 2 – Estabilidade C2




Fonte: Sistema da Qualidade do LABMETRO (SQL).

Gráfico 3 – Estabilidade C3




Fonte: Sistema da Qualidade do LABMETRO (SQL) entre 2015 e 2023.

Os controles da qualidade possuem o objetivo de verificar a estabilidade do conjunto dosimétrico ao longo do tempo. Esses controles representam os dados históricos dos conjuntos dosimétricos desde de 2015 até o momento presente, com periodicidade aproximada de quatro medidas ao ano.

Esses gráficos tiveram seus valores normalizados pelo valor de referência determinado a partir da média de um conjunto de dados, onde esses dados apresentados nos gráficos foram normalizados pela média dos valores obtidos ao longo dos anos.

Como mencionado no item 2.6.2 deste trabalho, os conjuntos pertencentes ao LCR, são considerados conjunto de campo. Por este motivo, são adotados os limites de ± 1 % nos gráficos de controle da qualidade para esses conjuntos.

A partir dos gráficos apresentados, pode ser observado que o conjunto C1, apresenta uma menor flutuação dos resultados, pois a maioria dos seus resultados estão em um intervalo de ± 0,5 %. Apenas quatro (4) pontos ficaram fora desse intervalo.

Já para os outros conjuntos, C2 e C3, pode ser observado uma dispersão um pouco maior que para C1, mas ainda assim variando dentro de um intervalo de ± 1 %.

Considerando o desvio padrão relativo para os resultados do controle da qualidade dos conjuntos, foram obtidos os valores de 0,39 %, 0,43 % e 0,42 %, respectivamente, para os conjuntos C1, C2 e C3.

Por ter uma melhor estabilidade a longo do tempo e menor desvio padrão relativo, o conjunto C1 foi escolhido como conjunto dosimétrico de referência para a aplicação do Método da Substituição.

Para que o conjunto dosimétrico C1 atenda completamente os requisitos da norma ABNT NBR IEC 60731, o mesmo deverá ser submetido ao um controle da qualidade com uma menor periodicidade. De acordo com o ítem 5.5.1 desta norma, é recomendado que a estabilidade ao longo do tempo seja avaliada fazendo medições em intervalos de não mais que um mês sob condições de referência, por um período não menor que um ano. Essas condições de referência, por exemplo, para a temperatura, deve ter limites de variação da resposta entre ± 1,0 % para a faixa de temperatura ambiente em + 15 °C a + 35 °C.

## 3.1 Avaliação da Incerteza do Método da Substituição

Conforme apresentação das incertezas no item 2.2.2 deste trabalho, foram calculadas cada uma das componentes relacionadas com a equação 18 deste trabalho.

No ANEXO C pode-se observar o balanço de incertezas com todas as componentes avaliadas para obter a incerteza padrão combinada para o $N_K$ determinado por meio do MS. O resultado obtido para essa incerteza foi de 2,2 % (*k=2*). No ANEXO D é apresentada a validação da planilha do cálculo da incerteza do $N_K$ do usuário.

A tabela 3 apresenta o resumo das contribuições das incertezas para o valor do $N_K$ do usuário. Nessa tabela pode ser observado que a maior contribuição de incerteza é devido ao $N_K$ da câmara de referência.

Tabela 3 – Incertezas do $N_K$ do usuário para o Método da Substituição

| Incerteza relativa (%) | | |
|---|---|---|
| Incertezas | Tipo A | Tipo B |
| $u_{M_{REF}}$ | | 0,063 |
| $u_{N_{K_{REF}}}$ | | 1,3 |
| $u_{M_{CPU}}$ | 0,064 | |
| $u_C$ | 1,3 | |

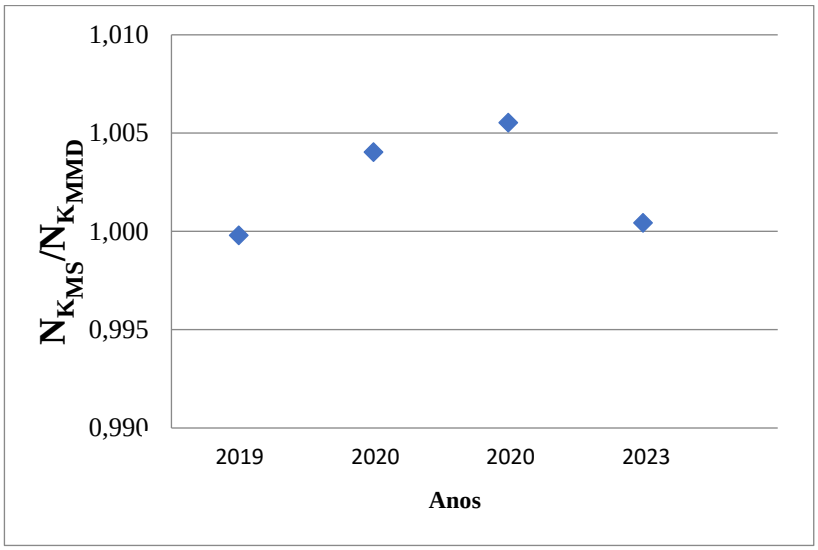
Fonte: Autora.

## 3.2 Resultado da Aplicação do Método da Substituição

### 3.2.1 Teste 1

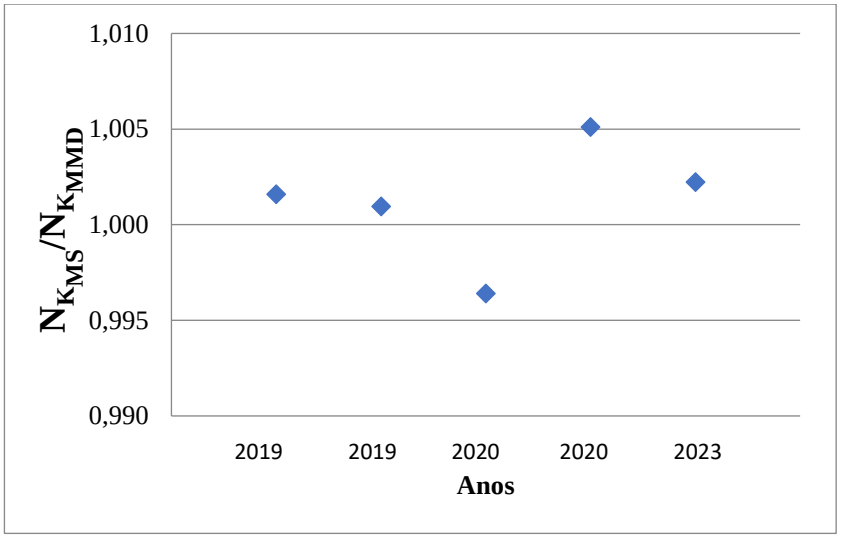
A partir dos resultados apresentados na tabela 5, disposta no ANEXO E, foram gerados os gráficos 4 e 5 abaixo, onde temos o $N_K$ obtido por meio do MMD e o $N_K$ determinado com o MS.

Gráfico 4 – $N_K$ obtido através do MMD e aplicação do MS para o $N_K$ do Conjunto C2




Fonte: SQL do LABMETRO, com modificação da autora.

Gráfico 5 – $N_K$ obtido através do MMD e aplicação do MS para o $N_K$ do Conjunto C3




Fonte: SQL do LABMETRO, com modificação da autora.

Para o Conjunto C2, a maior diferença observada entre os métodos foi de 0,56 %. Já para o conjunto C3 essa diferença foi de 0,51 %. Considerando as calibrações realizadas entre 2019 e 2023. Todas as variações observadas na comparação entre os Métodos estão dentro do intervalo de incertezas estabelecidos no item 2.1 deste trabalho.

### 3.2.2 Teste 2

O teste 2 foi realizado com Conjuntos Dosimétricos de 114 Usuários que tiveram suas calibrações realizadas num período de 2019 a 2021. Os resultados desse teste são apresentados no ANEXO F.

Nesse universo de calibrações avaliadas dos usuários, a maior variação entre o $N_K$ obtido por meio do (MMD) e o $N_K$ determinado com o (MS) foi de 1,55 %, para as câmaras tipo poço fabricadas pela Standard Imaging. Já para as câmaras fabricadas pela PTW, a variação observada entre os métodos foi de 1,57 %, essa variação se dá devido a influência de variação da calibração das fontes de $^{192}$Ir.

Esses resultados estão coerentes com aqueles obtidos como teste 1, pois em ambos os testes os resultados obtidos pelo MS não dependem do tipo de fabricante da câmara. Isso

assegura que o conjunto de referência pode ser de fabricante diferente do fabricante do conjunto calibrado.

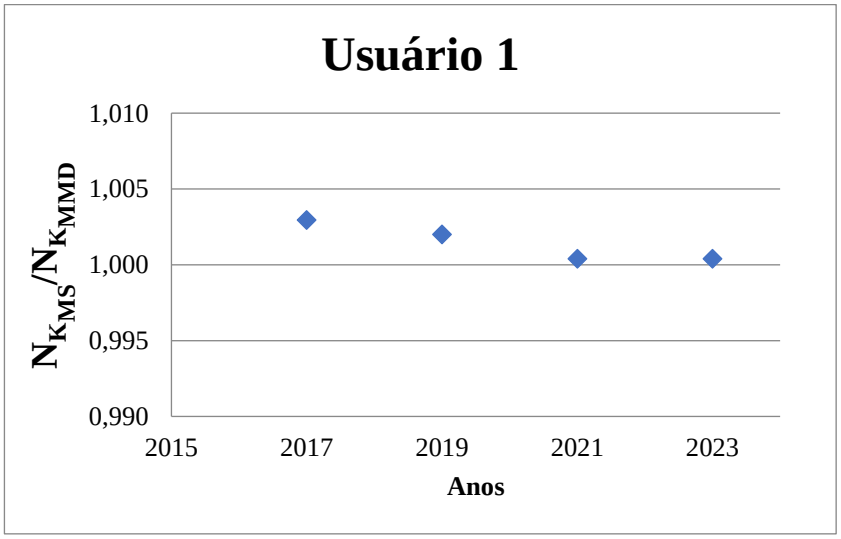
### 3.2.3 Teste 3

No teste 3 foram analisadas as calibrações ao longo dos anos de conjuntos dosimétricos de 4 usuários. Esses conjuntos, possuíam mesmo eletrômetro e mesma câmara tipo poço em todas as calibrações analisadas.

Com a aplicado o MS nessas calibrações, foi possível analisar a evolução do $N_K$ obtido por meio do MMD e o $N_K$ determinado com o MS.

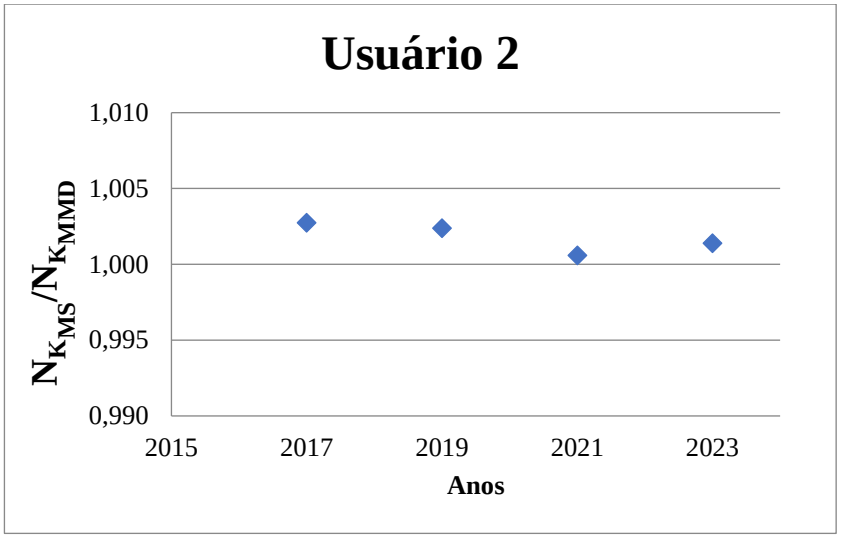
A partir dos resultados da tabela 8 apresentada no ANEXO G, foram gerados os gráficos 6, 7, 8 e 9 para cada um dos usuários.

Gráfico 6 – $N_K$ obtido por meio do MMD e do MS para o Conjunto do Usuário 1



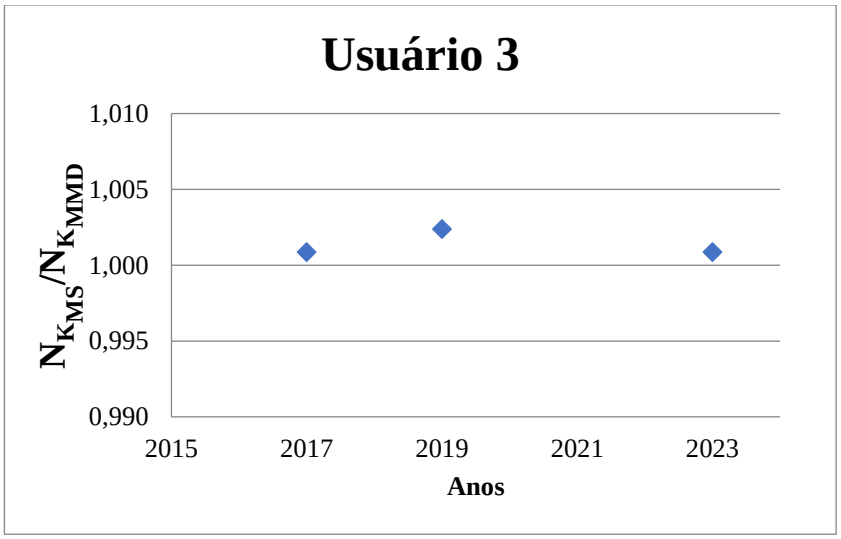

Fonte: SQL do LABMETRO, com modificação da autora.

Gráfico 7 – $N_K$ obtido por meio do MMD e do MS para o Conjunto do Usuário 2



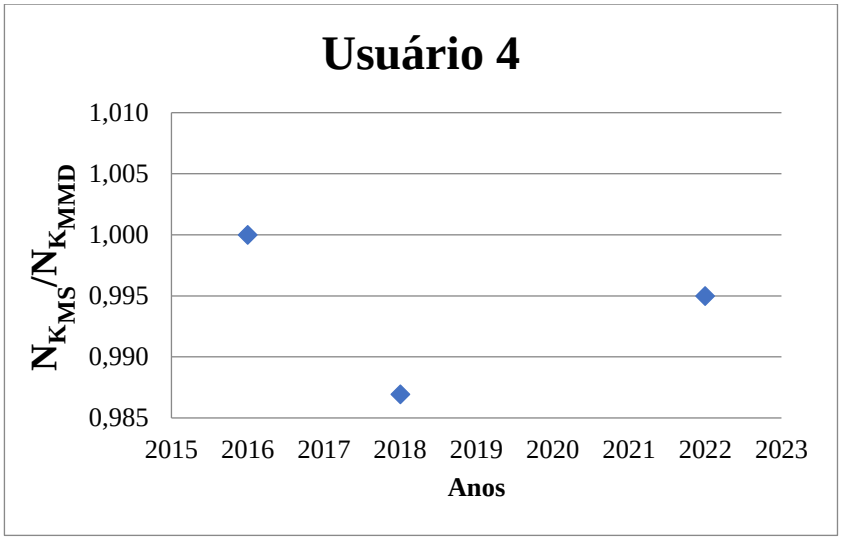

Fonte: SQL do LABMETRO, com modificação da autora.

Gráfico 8 – $N_K$ obtido por meio do MMD e do MS para o Conjunto do Usuário 3




Fonte: SQL do LABMETRO, com modificação da autora.

Gráfico 9 – $N_K$ obtido por meio do MMD e do MS para o Conjunto do Usuário 4




Fonte: SQL do LABMETRO, com modificação da autora.

Os resultados apresentados nos gráficos do teste 3 mostram que o $N_K$ obtido por meio do MS acompanham a tendência dos $N_K$ obtidos pelo MMD. Dentre os 4 usuários analisados, o Usuário 4, obteve a maior e a menor diferença observada entre os métodos. A maior diferença foi de 1,30 % e a menor de 0,01 %. Mesmo sendo considerada essa maior variação, esse valor ainda estaria dentro do intervalo de incerteza.

## 3.3 O Método da Substituição no Sistema da Qualidade do Laboratório de Ciências Radiológicas

Considerando os resultados obtidos nos testes com os conjuntos dosimétricos do LCR, dados dos usuários e os requisitos da ABNT NBR IEC 60731 foi definida uma sistemática para o controle da qualidade e a calibração do conjuntos dosimétricos, para a aplicação do MS.

### 3.3.1 Controle da Qualidade

O controle da qualidade será realizado uma vez por mês no conjunto de referência escolhido para a implantação do MS e o intervalo de variação máximo aceitável para os resultados obtidos nesse controle será de ± 0,5 %. O controle de temperatura será feito utilizando-se um termômetro de contato e os limites de variação da temperatura da sala, onde será realizado o controle da qualidade, não poderá exceder o intervalo de 17 a 23 °C.

Para aprimorar o controle e reduzir as flutuações da temperatura do ambiente, foi proposto a confecção de uma caixa em acrílico de 30 x 30 x 30 $cm^3$ onde a câmara de ionização do tipo poço será inserida. Essa caixa terá um suporte lateral para posicionamento do termômetro, uma abertura para a sua sonda e marcações para indicar o posicionamento correto das câmaras e da sonda do termômetro. (Figura 9, projeto disposto em ANEXO H).

### 3.3.2 Calibração do Conjunto Dosimétrico de Referência

O conjunto de referência continuará sendo periodicamente calibrado, por meio do MMD, no mínimo uma vez ao ano ou a cada troca de fonte de $^{192}Ir$, o que ocorre três vezes ao ano. Essa frequência de calibração dependerá do comportamento da estabilidade do conjunto dosimétrico de referência. Além disso, continuaríamos a série estatística de dados relacionados ao $N_K$ do conjunto dosimétrico de referência o que proporciona uma maior segurança na utilização deste conjunto.

### 3.3.3 Calibração dos conjuntos dosimétricos dos usuários

Foi proposto um procedimento para a calibração através do MS, que se encontra no ANEXO I, que considera tanto o controle da qualidade quanto a calibração dos conjuntos dosimétricos.

No ANEXO J encontra-se a planilha de calibração proposta para a calibração dos conjuntos dosimétricos utilizando-se o MS.

## CONCLUSÃO

Este trabalho mostra que o Método da Substituição (MS) pode ser utilizado no processo de calibração de conjuntos dosimétricos com câmaras de ionização do tipo poço utilizados para determinação da taxa de kerma no ar de fontes de $^{192}$Ir de alta taxa de dose.

Os resultados da estabilidade dos conjuntos dosimétricos pertencentes ao Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR) mostraram que conjuntos dosimétricos que utilizam câmaras de ionização do tipo poço podem alcançar a estabilidade requerida, pela norma ABNT NBR IEC 60371, para conjuntos de referência em radioterapia.

As incertezas avaliadas no MS (± 2,2 %, k=2), para o coeficiente de calibração ($N_K$) do conjunto dosimétrico do usuário, estão coerentes com as incertezas calculadas para o MMD (± 2,1 %, k=2). Essas incertezas obtidas, em comparação com a incerteza declarada pelo fabricante da fonte de $^{192}$Ir (± 5,0 %, k=3), possibilitam que os usuários possam entregar uma dose ao paciente com incertezas dentro de um limite de ± 5,0 % o que é recomendado pela American Association of Physicists in Medicine.

A componente que mais contribui para a incerteza do $N_K$ do conjunto do usuário, determinado pelo Método da Substituição, é a incerteza devido ao $K_R$ determinado para a fonte de $^{192}$Ir, que por sua vez possui a influência do $N_K$ do conjunto dosimétrico de referência com câmara Farmer. Para que a incerteza do $N_K$ do conjunto dosimétrico do usuário seja reduzido, será necessário que a incerteza do $N_K$ do conjunto de referência (com câmara Farmer), obtido pelo Método das Múltiplas Distâncias, seja reduzido. Isto será possível se o Laboratório Nacional conseguir implementar padrões primários para às medidas em $^{60}$Co e Raios-X 250 kV, que possuem atualmente incertezas de 1,6 % e 1,5 % respectivamente declaradas no certificado de calibração dos conjuntos dosimétricos com câmara Farmer. Com essa implantação, essas incertezas iriam reduzir consideravelmente.

A maior diferença encontrada entre o $N_K$ obtido por meio do MMD e o $N_K$ determinado com o MS foi de 1,57 %, o que está relacionado diretamente com a variação dos $K_R$ encontrados ao decorrer das trocas de fontes. Isso mostra que os resultados do MS são coerentes aqueles obtidos pelo MMD, considerando o intervalo de incerteza estimado para ambos os métodos.

A implantação do Método da Substituição no serviço de calibração de conjuntos dosimétricos no LCR possibilitará otimizar o tempo despendido nas calibrações dos conjuntos dosimétricos dos usuários, sem comprometer as incertezas associadas.

O MS apresenta resultados rastreados à Rede Internacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, pois o conjunto de referência utilizado nesse método é calibrado no LCR, em um serviço acreditado pelo INMETRO, que utiliza o MMD.

## REFERÊNCIAS


AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. **Specification of brachy-therapy source strength**. AAPM Report N.21, New York, 1987.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Equipamentos eletromédicos - dosímetros com câmara de ionização para uso em RADIOTERAPIA**. ABNT-NBR ISO/IEC 60731, Brasil, 2019.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Requisitos gerais para a competência de laboratórios de ensaio e calibração.** ABNT-NBR ISO/IEC 17025, Brasil, 2017.

ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. [S.l.]: WILEY- VCH, 2004. 668 p.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Requisitos de segurançae proteção radiológica para serviços de radioterapia. Rio de Janeiro, Brasil**, NN-6.10, 2017.

CORREA, S. M. B. B. **Probabilidade e Estatística**. 2ª. ed. Belo Horizonte: PUC Minas Virtual, 2003. 116 p.

DANIEL, W. W.; CROSS, C. L. **Biostatistics:** a foundation for analysis in the health sciences. Décima. ed. [S.l.]: Wiley, 2013.

DEALMEIDA, C. E. et al. **Intercomparison of calibration procedures for $^{192}$Ir HDR sources in Brazil**. Phys. Med. Biol., UK, v. 44, p. N31-N38, 1999.

DEALMEIDA, C. E. et al. **Temas especiais em física médica e radioproteção**. Ponta Grossa - PR: Atena, 2022. DOI: https://doi.org/10.22533/at.ed.422231204.

DI PRINZIO, R. and DEALMEIDA, C. E. **Calibration of well type ionization chambers used in high dose rate brachytherapy**. Medical Physics, Vol. 36, No. 3, March 2009.

ESTEVES, S. C. B. et al. **Braquiterapia de alta taxa de dose no Brasil**. Radiol Bras, 2004.

EZZEL, G. A. **Evaluation of Calibration Techniques for a High Dose Rate Remote Afterloading 192Ir Source**. EndocurietherapylHyperthermia Oncology, USA, v. 6, p. 101-106, 1990.

GOETSCH, S. J et al. **Calibration of $^{192}$Ir high dose rate afterloading systems.** Med.Phys., USA, v. 18, p. 462, 1991.

GOETSCH, S. J et al. **A new reentrant ionization chamber for the calibration of iridium-192 high dose rate sources.** Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., USA, v. 24, n. 1, p. 167-170, 1992.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Braquiterapia de alta taxa de dose para físicos: fundamentos, calibração e controle de qualidade - curso a distância.** Rio de Janeiro: INCA, 2008. 117 p.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Estimativa 2023: incidência de câncer no Brasil.** Rio de Janeiro: INCA, 2022. 160 p.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Recomendações para calibração de fontes de $^{192}$Ir de alta taxa de dose.** Rio de Janeiro: INCA, 2005. 2ºEd. 22 p.

INMETRO/CICMA/SEPIN. **Avaliação de dados de medição - Guia para a expressão de incerteza de medição** – GUM2012, Duque de Caxias, p. 141, 2012b.

INMETRO. **Vocabulário Internacional de Metrologia:** Conceitos fundamentais e gerais e termos. Duque de Caxias: [s.n.], 2012a. 94 p.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of brachytherapy sources: Guidelines of standardized procedures for the calibration of brachytherapy sources at Secondary Standard Dosimetry Laboratories (SSDL) and hospital**. Vienna/ Austria. IAEA TECDOC 1079,1999.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of brachytherapy sources: Guidelines of standardized procedures for the calibration of brachytherapy sources at Secondary Standard Dosimetry Laboratories (SSDL) and hospital**. Vienna/ Austria. IAEA TECDOC 1079,1999.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy. Guidelines on standardized procedures at Secondary Standards Dosimetry Laboratories (SSDLs) and hospitals.** Vienna/ Austria. IAEA TECDOC 1274, 2002.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of dose meters used in radiotherapy**. IAEA, Vienna, 1994 (Technical Reports Series No. 374).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Radiation dose in radiotherapy from prescription to delivery**. IAEA, Vienna, 1994 (TECDOC 734)

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Manual de dosimetría en radioterapia. IAEA**, Vienna, 1971 (Technical Reports Series No. 110)

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **TRS-398: Absorbed Dose Determination in external Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water**. Vienna: IAEA, 2000.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **TRS-457: Dosimetry in Diagnostic Radiology: An Internation Code of Pratice.** Vienna: [s.n.], 2007.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Determination of Dose Equivalent Resulting from External Radiation Sources**. ICRU Report #39, 1985.

MARÉCHAL, M. H.; DEALMEIDA, C. E.; SIBATA, C. H. **Calibration or 192Ir high dose rate brachytherapy sources**. IAEA TECDOC, Viena/Áustria, v. 896, p. 203-206, 1994.

MARÉCHAL, M. H.; **Desenvolvimento de uma metodologia de calibração defontes de 192Ir de alta taxa de dose usadas em braquiterapia**. Rio de Janeiro, Brasil. Dissertação (Doutorado em Ciências - Biociências Nucleares), Universidade do Estado do Rio de Janeiro, 124 p, 1998.

MARÉCHAL, M. H. et al. **A method to determine the air kerma calibration factor for thimble ionization chambers used for 192Ir high dose rate source calibration.** Phys. Med., Madrid, Espanha, v.19, n.2, p.131-135, 2003.

MARÉCHAL, M. H. et al. MINISTÉRIO DA SAÚDE. INSTITUTO DO CÂNCER. **Recomendações para calibração de fonte de $^{192}$Ir de alta taxa de dose usadas em Braquiterapia**. Rio de janeiro: INCA 2005. 2ªed. 22 p.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Câncer no Brasil**. Rio de Janeiro, 2010.0

MINISTÉRIO DA SAÚDE. INSTITUTO DO CÂNCER. **Censo Radioterapia**. Brasília, 2019.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. INSTITUTO DO CÂNCER. **TECDOC 1151**: Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia. Rio de janeiro, 2020. 158 p.

PERINI, A.P. **Projeto, construção e caracterização de câmaras de ionização para utilização como sistemas padrões em feixes da radiação X e gama**. São Paulo: IPEN, 2013. 152 p.

RAMOS, M.M.O., and TAUHATA, L. **Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante (recomendações e definições**. LNMRI/ IRD/ CNEN/ MCT. Rio de Janeiro, DEZ, 2002. Rev. DEZ, 2011.

RIVARD et. al. **Update od AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol foor brachytherapy dose calculations**. Medical Physics, Vol. 31,, No. 3, March 2004.

SALAS, G. W.; BAMBYNEK, M.; LORES, S. G.; SELBACH, H. J.; LÓPEZ, J. L. M. **Proficiency test for calibration of well-type chambers using two types of $^{192}$Ir sources.** Nucleus n° 55, 2014.

SCAFF, Luiz Alberto Malaguti. **Física da Radioterapia**. São Paulo: Sarvier, 1997.

SOARES, T. S. **Avaliação do controle de qualidade da braquiterapia de alta taxa de dose no tratamento do câncer de colo de útero**. Pernambuco: UFP, 2000. 89 p.

SIMAS, C. J. R. et al. **Um pouco da história do Instituto do Radium de Belo Horizonte.** Rv Med Minas Gerais, 2011.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE RADIOTERAPIA, SBR. **RT2030**:Plano de desenvolvimento da Radioterapia para a próxima década. Brasil, 2019. 230 p. Atualização MAR/2021.

TAUHATA, L. et al. **Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante:** Recomendações e definições. Dezembro: IRD/CNEN, 2002. RV 2011, 26 p.

TAUHATA, L. et al. **Radioproteção e Dosimetria:** Fundamentos. agosto: IRD/CNEN, 2003. Revisão 10ª, abril-2014 242 p.

VAN DIJK, E. **Determination of the reference air kerma rate for $^{192}$ Ir brachytherapy sources and the related uncertainty**. Med. Phys., USA, v. 31, n. 10, p. 2826-2833, 2004.

Braquiterapia **http:** https://www.ipen.br.
Disponivel em: < https://www.ipen.br/portal_por/portal/interna.php?secao_id=743>. Acesso em: 05 abril. 2023.

Detectores de Radiação **http:** https://inis.iaea.org.
Disponivel em:
<https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/45/073/45073471.pdf >.
Acesso em: 05 abril. 2023.

ICRU **http:** https://www.icru.org
Disponivel em: < https://www.icru.org/reports >. Acesso em: 05 abril. 2023.

Instituto Nacional do Câncer **http:** https://www.gov.br/inca/pt-br
Disponivel em: < http: https://www.gov.br/inca/pt-br >. Acesso em: 05 abril. 2023.

LCR **http:** https://www.lcr.uerj.br/index.php
Disponivel em: < https://www.lcr.uerj.br/index.php >. Acesso em: 05 abril. 2023.

**ANEXO A –** Certificado de calibração conjunto dosimétrico de referência – C1

Universidade do Estado do Rio de Janeiro
Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes
Laboratório de Ciências Radiológicas

Acreditado pela CGCRE / INMETRO
Certificado pelo CASEC/IRD/CNEN

# CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO

**LCR** P-0001/2023
**Número de Certificado**

CAL 0625

## SOLICITANTE

***Nome:*** *001-Laboratório de Ciências Radiológicas*

***CNPJ:*** *33.540.014/0001-57*

***Endereço:*** *Rua São Francisco Xavier 524 - Prédio Haroldo Lisboa da Cunha, sala 136 - térreo, Maracanã – Rio de Janeiro – RJ*

## IDENTIFICAÇÃO DO INSTRUMENTO DE MEDIÇÃO / PADRÃO

O Laboratório de Ciências Radiológicas possui Certificação para Calibração de Instrumentos com Radiação Gama e X, Calibração de Monitores de Contaminação Beta, Calibração de Câmara Poço para Braquiterapia e Irradiação de Monitores Individuais na Grandeza Hp(10) e com Radiação Gama e X, concedida pelo Comitê de Avaliação de Serviços de Ensaios e Calibração (CASEC) do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) de acordo com as recomendações do documento RT-LCI-001/2011 *(Requisitos técnicos para Certificação de Laboratório de Calibração de Instrumentos de Medição para Radiação Ionizante usados em Radioproteção).*

***Tipo:*** Câmara de ionização
***Fabricante:*** PTW – Freiburg
***Modelo:*** TN30001
***Série:*** 1601
***Rastreabilidade:*** *Rastreado ao LNMRI/IRD/CNEN*
***Última calibração realizada em 29/06/2021 – Certificado LNMRI 0902/2021 - $(N_k)^{Co60}$ ,***
***Última calibração realizada em 02/07/2021 – Certificado LNMRI 0890/2021 - $(N_k)^{250kV}$.***
***( de acordo com a norma ISO 4037-2, o intervalo de tempo entre calibrações não deve exceder 3 anos )***

***Tipo:*** Câmara de ionização
***Fabricante:*** PTW – Freiburg
***Modelo:*** TM30010
***Série:*** 350
***Rastreabilidade:*** *Rastreado ao LNMRI/IRD/CNEN*
***Última calibração realizada em 26/10/2021 – Certificado LNMRI 1215/2021 - $(N_k)^{Co60}$ ,***
***Última calibração realizada em 27/10/2021 – Certificado LNMRI 1180/2021 - $(N_k)^{250kV}$.***
***( de acordo com a norma ISO 4037-2, o intervalo de tempo entre calibrações não deve exceder 3 anos )***

## IDENTIFICAÇÃO DO INSTRUMENTO CALIBRADO

***Tipo:*** Câmara de ionização tipo poço
***Fabricante:*** Standard Imaging
***Modelo:*** HDR 1000 Ion Chamber
***Série:*** A+950681
**Eletrômetro:** Fabricante: PTW, Modelo: Unidos E, Série: T10008 - 80214

# CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO

Acreditado pela CGCRE / INMETRO
Certificado pela CASEC/IRD/CNEN

*Laboratório de calibração acreditado pela Cgcre de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob número CAL 0625*

**LCR**. P-0001/2023
**Número de Certificado**

## CONDIÇÕES DA CALIBRAÇÃO

***Fonte de radiação:*** $^{192}Ir$.

***Faixa de temperatura:*** 18 a 26 °C.

***Faixa de pressão:*** 970 a 1050 hPa.

***Faixa de umidade relativa do ar:*** 30 a 75 %.

***Fonte: Fabricante*** Mallinckrodt Medical BV, **modelo** MicroSelectron V2, **atividade** 307,6 GBq e **data da atividade** 11/11/2022

***Suporte da fonte:*** Suporte (inserto) para fonte HDR $^{192}Ir$

***Polarização da câmara poço:*** + 300 V

***Sinal da carga coletada:*** Negativa

***Comunicação atmosférica com o ambiente:*** aberta

***Eficiência de coleta de íons:*** 1,000

***Teste de corrente de fuga pré-irradiada:*** desprezável

## MÉTODO E PROCEDIMENTOS DE CALIBRAÇÃO

***Método utilizado***: A taxa de kerma no ar de referência foi determinada de acordo com a metodologia validada por Di Prinzio,R e De Almeida, C.E., Medical Physics, USA, v.36,p.953 – 960, 2009 e comparado ao método utilizado pelo Laboratório Acreditado de Calibração em Dosimetria da Universidade de Wisconsin (UWADCL), nos Estados Unidos da América.

***Procedimentos utilizados:***

1- LABMETRO – PT – 026 - Calibração de câmara de ionização tipo poço.
2- LABMETRO – PT – 009 - Avaliação da Incerteza de Medição.
3- LABMETRO – DQ - 157 - Modelo de Certificado de calibração de câmara de ionização tipo poço.

## INFORMAÇÕES ADMINISTRATIVAS

***Ordem de serviço LCR/Labmetro***: 063-002/2023

***Laboratório responsável pela calibração:*** Labmetro/LCR

## INFORMAÇÕES

1- *O coeficiente de calibração, $N_k$, para uma câmara de ionização tipo poço é a razão entre a taxa de kerma no ar de referência na distância de 1 metro ($K_R$) da fonte de $^{192}Ir$ (em Gy $h^{-1}$) e a corrente obtida pela câmara poço (em A) e indicada no eletrômetro a ela conectado.*

$$N_K = K_R \cdot I^{-1}$$

*A taxa de kerma no ar de referência, $K_R$, é o parâmetro definido pelo International Commission on Radiation Units and Measurements (Dose and volume specification for reporting interstitial therapy, ICRU Report# 58, 1997).*

2- Devido às características do equipamento recomenda-se que o mesmo seja recalibrado periodicamente ou caso ocorra quaisquer danos ou alterações que possam modificar sua resposta.

3- O presente certificado de calibração atende aos requisitos da norma NBR ISO/IEC 17025 e é válido apenas para o instrumento de medição e condições especificadas acima, não sendo extensivo a quaisquer outros instrumentos. O resente certiticado de calibração só poderá ser reproduzido por completo, não sendo autorizada cópia de partes do mesmo.

# CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO

Acreditado pela CGCRE / INMETRO
Certificado pela CASEC/IRD/CNEN

*Laboratório de calibração acreditado pela Cgcre de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob número CAL 0625*

**LCR**. P-0001/2023
**Número de Certificado**

## RESULTADOS

**Coeficiente de calibração do instrumento fornecido em taxa de kerma no ar de referência por unidade de corrente corrigida a massa de ar para as condições de referência (pressão de 101,33 kPa e temperatura de 20,0°C).**

As incertezas padrão expandidas medidas declaradas neste certificado foram calculadas de acordo com as recomendações do GUM (Guia para a Expressão da Incerteza de Medição - Avaliação de Dados de Medição, INMETRO), para um fator de abrangência k = 2, com nível de confiança de aproximadamente 95 %. A incerteza de medição expandida U(%) é calculada em relação ao valor medido pelo instrumento.

| *Coeficiente de calibração* | *Incerteza Expandida* |
|---|---|
| $N_k$ (Gy $h^{-1}$ $A^{-1}$) | $U_{ad}$ (%) |
| $4{,}826 \times 10^5$ | 2,5 |

**Ponto de Referência: ponto de resposta de máxima intensidade determinada na câmara poço (47,5 mm ± 2,5 mm da base).**

As medições realizadas com a câmara de ionização tipo poço foram corrigidas para a massa de ar de referência, recombinação iônica e polaridade da câmara.

***Observação:***

O valor do Nk apresentado neste certificado de calibração foi determinado por meio de uma fonte de $^{192}$Ir modelo MicroSelectron V2. A literatura científica apresenta estudos que mostram que valores de Nk não são os mesmos para diferentes fontes de $^{192}$Ir. Caso sua fonte seja dos modelos Gammamed Plus, Nucletron Flexitron ou Varian Varisource, poderá ser observada uma diferença de até 2% no valor do Nk declarado neste certificado.

[**Rasmussen et al.**, Med. Phys. 38 (12), 2011/**Shypley et al.**, Phys. Med. Biol. 60 (2015) 2573-2586]

***Data da calibração***: 02 de fevereiro de 2023

***Data da emissão do certificado de calibração***: 17 de fevereiro de 2023

***Certificado emitido por:***

Vanessa Mondaini de Castro
***Técnico Executor da calibração***

***Certificado revisado por:***

Carlos Frederico Estrada Alves
***Responsável Técnico da Câmara Poço***

## APÊNDICE

O correto funcionamento do instrumento de medição descrito depende de seu manuseio e uso. O usuário do instrumento deve estabelecer uma metodologia apropriada para monitorar a constância da resposta do instrumento antes e após submetê-lo ao LCR e durante o seu uso regular, com isso, garantindo a manutenção do coeficiente de calibração do mesmo. Recomenda-se o procedimento descrito no IAEA-TECDOC 1040, *Design and implementation of a radiotherapy programme: Clinical, medical physics, radiation protection and safety aspects*.

**ATENÇÃO:** A temperatura de referência adotada pelo CONMETRO é de 20°C. Os certificados de calibração emitidos pela University of Wisconsin Accredited Dosimetry Calibration Laboratory, UWADCL, USA, utiliza como referência a temperatura de 22°C. Em alguns casos a Physikalisch-Technische Werkstatten, PTW, Germany, também utiliza como referência esta mesma temperatura. Para fins de comparação dos coeficientes de calibração que utilizam a temperatura de 22°C como referência, faz-se necessário corrigir os valores da temperatura de referência, neste caso, multiplique o coeficiente de calibração apresentado nestes certificados por 1,0068 para efeito de comparação.

**ANEXO B -** Tabela t-student

Tabela 4 - Tabela da distribuição t-student.

| **Graus de liberdade *v*** | **Nível de confiança (%)** | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | 68,27 | 90 | 95 | 95,45 | 99 | 99,73 |
| 1 | 1,84 | 6,31 | 12,71 | 13,97 | 63,66 | 235,78 |
| 2 | 1,32 | 2,92 | 4,30 | 4,53 | 9,92 | 19,21 |
| 3 | 1,20 | 2,35 | 3,18 | 3,31 | 5,84 | 9,22 |
| 4 | 1,14 | 2,13 | 2,78 | 2,87 | 4,60 | 6,62 |
| 5 | 1,11 | 2,02 | 2,57 | 2,65 | 4,03 | 5,51 |
| 6 | 1,09 | 1,94 | 2,45 | 2,52 | 3,71 | 4,90 |
| 7 | 1,08 | 1,89 | 2,36 | 2,43 | 3,50 | 4,53 |
| 8 | 1,07 | 1,86 | 2,31 | 2,37 | 3,36 | 4,28 |
| 9 | 1,06 | 1,83 | 2,26 | 2,32 | 3,25 | 4,09 |
| 10 | 1,05 | 1,81 | 2,23 | 2,28 | 3,17 | 3,96 |
| 11 | 1,05 | 1,80 | 2,20 | 2,25 | 3,11 | 3,85 |
| 12 | 1,04 | 1,78 | 2,18 | 2,23 | 3,05 | 3,76 |
| 13 | 1,04 | 1,77 | 2,16 | 2,21 | 3,01 | 3,69 |
| 14 | 1,04 | 1,76 | 2,14 | 2,20 | 2,98 | 3,64 |
| 15 | 1,03 | 1,75 | 2,13 | 2,18 | 2,95 | 3,59 |
| 16 | 1,03 | 1,75 | 2,12 | 2,17 | 2,92 | 3,54 |
| 17 | 1,03 | 1,74 | 2,11 | 2,16 | 2,90 | 3,51 |
| 18 | 1,03 | 1,73 | 2,10 | 2,15 | 2,88 | 3,48 |
| 19 | 1,03 | 1,73 | 2,09 | 2,14 | 2,86 | 3,45 |
| 20 | 1,03 | 1,72 | 2,09 | 2,13 | 2,85 | 3,42 |
| 25 | 1,02 | 1,71 | 2,06 | 2,11 | 2,79 | 3,33 |
| 30 | 1,02 | 1,70 | 2,04 | 2,09 | 2,75 | 3,27 |
| 35 | 1,01 | 1,69 | 2,03 | 2,07 | 2,72 | 3,23 |
| 40 | 1,01 | 1,68 | 2,02 | 2,06 | 2,70 | 3,20 |
| 45 | 1,01 | 1,68 | 2,01 | 2,06 | 2,69 | 3,18 |
| 50 | 1,01 | 1,68 | 2,01 | 2,05 | 2,68 | 3,16 |
| 100 | 1,005 | 1,660 | 1,984 | 2,025 | 2,626 | 3,077 |
| ∞ | 1,000 | 1,645 | 1,960 | 2,000 | 2,576 | 3,000 |

FONTE: ISO GUM, 2008

| | Planilha para Estimativa de Incerteza do Método da Substituição (MS) | Documento: LABMETRO-DQ- | |
|---|---|---|---|
| | | Emissão: | Análise Crítica: |
| | | Responsável: Vanessa Mondaini | |
| | | Revisão: 00 | Página: 1 / 4 |

| Serviço | Valor de referência | Unidade |
|---|---|---|
| *Radiação gama - $^{192}Ir$* | *472758,0* | $Gy.h^{-1}.A^{-1}$ a 1 m |

| Símbolo | Fontes de incerteza | | | Distribuição de probabilidade | Divisor | Coeficiente de sensibilidade $c_i$ | | Incerteza padrão | | Coeficiente de sensibilidade $c_i$ | Incerteza padrão | Graus de liberdade | Porcentagem de Contribuição |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Nome | Valor (a) (+/-) | Unidade | | | Valor | Unidade | $u_i$ | Unidade | Valor | $u_i$ [$Gy.h^{-1}.A^{-1}$ a 1 m ] | $n_i$ | |
| $u_{dist}$ | $M_{RTV}$ - Posicionamento da distância fonte-CI | 0,0350 | ---- | retangular | 1,73 | 1 | ---- | 2,02E-02 | --- | | 2,94E+02 | infinito | 2,29E-01 |
| $u_{Fuga}$ | $M_{RTV}$ - Fuga | 0 | A | retangular | 1,73 | 1 | ---- | 0 | A | | 0 | infinito | 0 |
| $u_{res\ el}$ | $M_{RTV}$ - Resolução das leituras (eletrômetro) | 0,0050 | ---- | retangular | 1,73 | 1 | ---- | 2,89E-03 | --- | | 4,19E+01 | infinito | 4,67E-03 |
| $u_{rep}$ | $M_{RTV}$ - Repetibilidade das medidas | 0 | ---- | normal | 1,00 | 1 | ---- | 0 | --- | | 0 | 9 | 0 |
| $u_{cal\ T}$ | $M_{RTV}$ - Incerteza de calibração do termômetro | 0,2000 | K | normal (k) | 2,00 | 3,42E-03 | $K^{-1}$ | 3,42E-04 | --- | | 4,96E+00 | infinito | 6,54E-05 |
| $u_{res\ T}$ | $M_{RTV}$ - Resolução do termômetro | 0,0500 | K | retangular | 1,73 | 3,42E-03 | $K^{-1}$ | 9,86E-05 | --- | | 1,43E+00 | infinito | 5,45E-06 |
| $u_{est\ T}$ | $M_{RTV}$ - Estabilidade do termômetro ao longo do tempo | 0,1155 | K | retangular | 1,73 | 3,42E-03 | $K^{-1}$ | 2,28E-04 | --- | | 3,31E+00 | infinito | 2,91E-05 |
| $u_{cal\ P}$ | $M_{RTV}$ - Incerteza de calibração do barômetro | 0,0200 | kPA | normal (k) | 2,00 | 1,00E-02 | $kPA^{-1}$ | 1,00E-04 | --- | | 1,46E+00 | infinito | 5,64E-06 |
| $u_{res\ P}$ | $M_{RTV}$ - Resolução do barômetro | 0,0005 | kPA | retangular | 1,73 | 1,00E-02 | $kPA^{-1}$ | 2,90E-06 | --- | | 4,21E-02 | infinito | 4,70E-09 |
| $u_{est\ P}$ | $M_{RTV}$ - Estabilidade do barômetro ao longo do tempo | 0,0350 | kPA | retangular | 1,73 | 1,00E-02 | $kPA^{-1}$ | 2,03E-04 | --- | | 2,94E+00 | infinito | 2,30E-05 |
| $u_{dist}$ | $M_{RTV}$ - Posicionamento da distância fonte-CI (ks.M300V) | 0,0350 | ---- | retangular | 1,73 | 1,04E-02 | ---- | 2,11E-04 | --- | | 3,06E+00 | infinito | 2,49E-05 |
| $u_{Fuga}$ | $M_{RTV}$ - Fuga (ks.M300V) | 0 | A | retangular | 1,73 | 1,04E-02 | $A^{-1}$ | 0 | --- | | 0 | infinito | 0 |
| $u_{res\ el}$ | $M_{RTV}$ - Resolução das leituras (eletrômetro) (ks.M300V) | 0,0050 | ---- | retangular | 1,73 | 1,04E-02 | ---- | 3,01E-05 | --- | 1,45E+04 | 4,37E-01 | infinito | 5,08E-07 |
| $u_{rep}$ | $M_{RTV}$ - Repetibilidade das medidas (ks.M300V) | 0 | A | normal | 1,00 | 1,04E-02 | $A^{-1}$ | 0 | --- | | 0 | 9 | 0 |
| $u_{dist}$ | $M_{RTV}$ - Posicionamento da distância fonte-CI (ks.M150V) | 0,0350 | ---- | retangular | 1,73 | 1,04E-02 | ---- | 2,11E-04 | --- | | 3,06E+00 | infinito | 2,50E-05 |
| $u_{Fuga}$ | $M_{RTV}$ - Fuga (ks.M150V) | 0 | A | retangular | 1,73 | 1,04E-02 | $A^{-1}$ | 0 | --- | | 0 | infinito | 0 |
| $u_{res\ el}$ | $M_{RTV}$ - Resolução das leituras (eletrômetro) (ks.M150V) | 0,0050 | ---- | retangular | 1,73 | 1,04E-02 | ---- | 3,01E-05 | --- | | 4,38E-01 | infinito | 5,09E-07 |
| $u_{rep}$ | $M_{RTV}$ - Repetibilidade das medidas (ks.M150V) | 0 | A | normal | 1,00 | 1,04E-02 | $A^{-1}$ | 0 | --- | | 0 | 9 | 0 |
| $u_{dist}$ | $M_{RTV}$ - Posicionamento da distância fonte-CI (kpol.M300V) | 0,0350 | ---- | retangular | 1,73 | 1,56E-02 | ---- | 3,15E-04 | --- | | 4,57E+00 | infinito | 5,56E-05 |
| $u_{Fuga}$ | $M_{RTV}$ - Fuga (kpol.M300V) | 0 | A | retangular | 1,73 | 1,56E-02 | $A^{-1}$ | 0 | --- | | 0 | infinito | 0 |
| $u_{res\ el}$ | $M_{RTV}$ - Resolução das leituras (eletrômetro) (kpol.M300V) | 0,0050 | ---- | retangular | 1,73 | 1,56E-02 | ---- | 4,50E-05 | --- | | 6,53E-01 | infinito | 1,13E-06 |
| $u_{rep}$ | $M_{RTV}$ - Repetibilidade das medidas (kpol.M300V) | 0 | A | normal | 1,00 | 1,56E-02 | $A^{-1}$ | 0 | --- | | 0 | 9 | 0 |
| $u_{dist}$ | $M_{RTV}$ - Posicionamento da distância fonte-CI (kpol.M-300V) | 0,0350 | ---- | retangular | 1,73 | 1,55E-02 | ---- | 3,14E-04 | --- | | 4,56E+00 | infinito | 5,53E-05 |
| $u_{Fuga}$ | $M_{RTV}$ - Fuga (kpol.M-300V) | 0 | A | retangular | 1,73 | 1,55E-02 | $A^{-1}$ | 0 | --- | | 0 | infinito | 0 |
| $u_{res\ el}$ | $M_{RTV}$ - Resolução das leituras (eletrômetro) (kpol.M-300V) | 0,0050 | ---- | retangular | 1,73 | 1,55E-02 | ---- | 4,49E-05 | --- | | 6,52E-01 | infinito | 1,13E-06 |
| $u_{rep}$ | $M_{RTV}$ - Repetibilidade das medidas (kpol.M-300V) | 0,0055 | A | normal | 1,00 | 1,55E-02 | $A^{-1}$ | 8,52E-05 | --- | | 1,24E+00 | 9 | 4,06E-06 |

| | | | | | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| $u_{dist}$ | $M_{CPU}$ - Posicionamento da distância fonte-CI | 0,0350 | ---- | retangular | 1,73 | 1,00E+00 | ---- | 2,02E-02 | --- | | 2,88E+02 | infinito | 3,03E-01 |
| $u_{Fuga}$ | $M_{CPU}$ - Fuga | 0 | A | retangular | 1,73 | 1,00E+00 | $A^{-1}$ | 0 | --- | | 0 | infinito | 0 |
| $u_{res\ el}$ | $M_{CPU}$ - Resolução das leituras (eletrômetro) | 0,0050 | ---- | retangular | 1,73 | 1,00E+00 | ---- | 2,89E-03 | --- | | 4,11E+01 | infinito | 6,17E-03 |
| $u_{rep}$ | $M_{CPU}$ - Repetibilidade das medidas | 0,0055 | A | normal | 1,00 | 1,00E+00 | $A^{-1}$ | 5,48E-03 | --- | | 7,80E+01 | 9 | 2,22E-02 |
| $u_{cal\ T}$ | $M_{CPU}$ - Incerteza de calibração do termômetro | 0,2000 | K | normal (k) | 2,00 | 3,42E-03 | $K^{-1}$ | 3,42E-04 | --- | | 4,86E+00 | infinito | 8,66E-05 |
| $u_{res\ T}$ | $M_{CPU}$ - Resolução do termômetro | 0,0500 | K | retangular | 1,73 | 3,42E-03 | $K^{-1}$ | 9,87E-05 | --- | | 1,40E+00 | infinito | 7,21E-06 |
| $u_{est\ T}$ | $M_{CPU}$ - Estabilidade do termômetro ao longo do tempo | 0,1155 | K | retangular | 1,73 | 3,42E-03 | $K^{-1}$ | 2,28E-04 | --- | | 3,24E+00 | infinito | 3,85E-05 |
| $u_{cal\ P}$ | $M_{CPU}$ - Incerteza de calibração do barômetro | 0,0200 | kPA | normal (k) | 2,00 | 1,00E-02 | $kPA^{-1}$ | 1,00E-04 | --- | | 1,43E+00 | infinito | 7,44E-06 |
| $u_{res\ P}$ | $M_{CPU}$ - Resolução do barômetro | 0,0005 | kPA | retangular | 1,73 | 1,00E-02 | $kPA^{-1}$ | 2,89E-06 | --- | | 4,12E-02 | infinito | 6,20E-09 |
| $u_{est\ P}$ | $M_{CPU}$ - Estabilidade do barômetro ao longo do tempo | 0,0350 | kPA | retangular | 1,73 | 1,00E-02 | $kPA^{-1}$ | 2,02E-04 | --- | | 2,88E+00 | infinito | 3,04E-05 |
| $u_{dist}$ | $M_{CPU}$ - Posicionamento da distância fonte-CI (ks.M300V) | 0,0350 | ---- | retangular | 1,73 | 1,02E-02 | ---- | 2,06E-04 | --- | | 2,93E+00 | infinito | 3,14E-05 |
| $u_{Fuga}$ | $M_{CPU}$ - Fuga (ks.M300V) | 0 | A | retangular | 1,73 | 1,02E-02 | $A^{-1}$ | 0 | --- | | 0 | infinito | 0 |
| $u_{res\ el}$ | $M_{CPU}$ - Resolução das leituras (eletrômetro) (ks.M300V) | 0,0050 | ---- | retangular | 1,73 | 1,02E-02 | ---- | 2,94E-05 | --- | 1,42E+04 | 4,19E-01 | infinito | 6,41E-07 |
| $u_{rep}$ | $M_{CPU}$ - Repetibilidade das medidas (ks.M300V) | 0,0055 | A | normal | 1,00 | 1,02E-02 | $A^{-1}$ | 5,58E-05 | --- | | 7,94E-01 | 9 | 2,31E-06 |
| $u_{dist}$ | $M_{CPU}$ - Posicionamento da distância fonte-CI (ks.M150V) | 0,0350 | ---- | retangular | 1,73 | 1,02E-02 | ---- | 2,06E-04 | --- | | 2,93E+00 | infinito | 3,15E-05 |
| $u_{Fuga}$ | $M_{CPU}$ - Fuga (ks.M150V) | 0 | A | retangular | 1,73 | 1,02E-02 | $A^{-1}$ | 0 | --- | | 0 | infinito | 0 |
| $u_{res\ el}$ | $M_{CPU}$ - Resolução das leituras (eletrômetro) (ks.M150V) | 0,0050 | ---- | retangular | 1,73 | 1,02E-02 | ---- | 2,94E-05 | --- | | 4,19E-01 | infinito | 6,43E-07 |
| $u_{rep}$ | $M_{CPU}$ - Repetibilidade das medidas (ks.M150V) | 0,0045 | A | normal | 1,00 | 1,02E-02 | $A^{-1}$ | 4,56E-05 | --- | | 6,49E-01 | 9 | 1,54E-06 |
| $u_{dist}$ | $M_{CPU}$ - Posicionamento da distância fonte-CI (kpol.M300V) | 0,0350 | ---- | retangular | 1,73 | 1,53E-02 | ---- | 3,08E-04 | --- | | 4,39E+00 | infinito | 7,04E-05 |
| $u_{Fuga}$ | $M_{CPU}$ - Fuga (kpol.M300V) | 0 | A | retangular | 1,73 | 1,53E-02 | $A^{-1}$ | 0 | --- | | 0 | infinito | 0 |
| $u_{res\ el}$ | $M_{CPU}$ - Resolução das leituras (eletrômetro) (kpol.M300V) | 0,0050 | ---- | retangular | 1,73 | 1,53E-02 | ---- | 4,40E-05 | --- | | 6,27E-01 | infinito | 1,44E-06 |
| $u_{rep}$ | $M_{CPU}$ - Repetibilidade das medidas (kpol.M300V) | 0,0055 | A | normal | 1,00 | 1,53E-02 | $A^{-1}$ | 8,36E-05 | --- | | 1,19E+00 | 9 | 5,18E-06 |
| $u_{dist}$ | $M_{CPU}$ - Posicionamento da distância fonte-CI (kpol.M-300V) | 0,0350 | ---- | retangular | 1,73 | 1,53E-02 | ---- | 3,08E-04 | --- | | 4,39E+00 | infinito | 7,05E-05 |
| $u_{Fuga}$ | $M_{CPU}$ - Fuga (kpol.M-300V) | 0 | A | retangular | 1,73 | 1,53E-02 | $A^{-1}$ | 0 | --- | | 0 | infinito | 0 |
| $u_{res\ el}$ | $M_{CPU}$ - Resolução das leituras (eletrômetro) (kpol.M-300V) | 0,0050 | ---- | retangular | 1,73 | 1,53E-02 | ---- | 4,41E-05 | --- | | 6,27E-01 | infinito | 1,44E-06 |
| $u_{rep}$ | $M_{CPU}$ - Repetibilidade das medidas (kpol.M-300V) | 0 | A | normal | 1,00 | 1,53E-02 | $A^{-1}$ | 0 | --- | | 0 | 9 | 0 |
| $u_{Nk}$ | $N_{KREF}$ - Fator de calibração da câmara de ionização padrão +eletrômetro | 10133,5588 | $Gy.h^{-1}\ A^{-1}$ a 1 m | normal (k) | 2,00 | 1 | $Gy.h^{-1}\ A^{-1}$ a 1 m | 5,07E+03 | $Gy.h^{-1}\ A^{-1}$ a 1 m | 9,80E-01 | 4,97E+03 | infinito | 9,02E+01 |
| $u_{est\ CI}$ | $N_{KREF}$ - Estabilidade da câmara de ionização padrão | 2800,0000 | $Gy.h^{-1}\ A^{-1}$ a 1 m | retangular | 1,73 | 1 | $Gy.h^{-1}\ A^{-1}$ a 1 m | 1,62E+03 | $Gy.h^{-1}\ A^{-1}$ a 1 m | | 1,58E+03 | infinito | 9,18E+00 |

| Incerteza padrão combinada ($u_c$) | Distribuição de probabilidade | Graus de liberdade ($\nu_{eff}$) | Fator de abrangência (k) | Incerteza expandida ($U$) (Probabilidade @ 95%) | Unidade |
|---|---|---|---|---|---|
| 5229,1 | Normal | infinito | 2,00 | 10458,2 | $Gy.h^{-1}\ A^{-1}$ a 1 m |
| | | | | 2,2 | % |

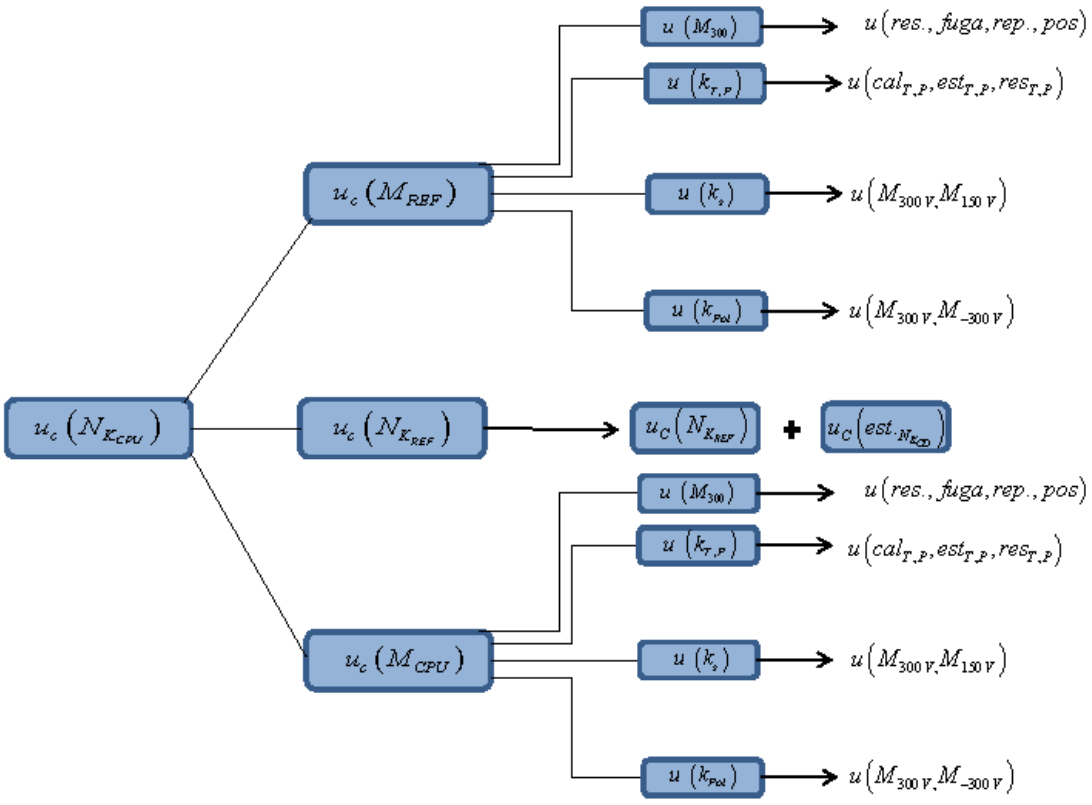
| | | |
|---|---|---|
| Responsável pela emissão: Vanessa Mondaini | Atualizado por: Vanessa Mondaini | Data: 30/06/2023 |

Salvo autorização específica do LABORATÓRIO, é proibido qualquer tipo de cópia ou divulgação a terceiros deste documento.

**ANEXO D -** Validação da planilha de avaliação de incertezas para o método da substituição

| | | | |
|---|---|---|---|
| Laboratório de Ciências Radiológicas LABMETRO | Validação da Planilha de Avaliação de Incerteza para o Método da Substituição (MS) | Documento: LABMETRO-PT-036 | |
| | | Emissão: 05/03/2023 | Análise Crítica: |
| | | Responsável: Vanessa Mondaini | |
| | | Revisão: 00 | Página: 1 / 31 |

***Relação das incertezas relacionadas ao Método da Substituição***




Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

## ***1. Cálculo $N_K$ do usuário***

O Cálculo da incerteza foi baseado na equação 1. Relação funcional do Método da Substituição para obtenção da Taxa de Kerma no ar do Conjunto Dosimétrico do Usuário.

$$N_{K\,CPU} = \frac{M_{REF}}{M_{CPU}} \cdot N_{K\,REF}$$

**Equação 1:** Equação da Taxa de Kerma no ar do Usuário

Onde:

$N_{K_{CPU}} \rightarrow$ Coeficiente de calibração do conjunto dosimétrico do usuário para a qualidade de radiação Q;

$M_{REF} \rightarrow$ Resposta corrigida do conjunto dosimétrico de referência para a qualidade de radiação Q;

$M_{CPU} \rightarrow$ Resposta corrigida do conjunto dosimétrico do usuário para a qualidade de radiação Q;

$N_{K_{REF}} \rightarrow$ Coeficiente de calibração do conjunto dosimétrico de referência para a qualidade de radiação Q;

As incertezas foram obtidas através da planilha LABMETRO-DQ-XXX – Planilha de Calibração do Conjunto Dosimétrico de Referência (Câmara Poço SI HDR1000Plus SN A+950681 – Eletrômetro PTW Unidos E SN 80214) e Conjunto Dosimétrico secundário (Câmara Poço SI HDR1000 SN A950883 – Eletrômetro PTW Unidos E SN 80214) pertencentes ao LABMETRO/LCR/UERJ.

O fator de calibração ($N_{K_{REF}}$) do Conjunto Dosimétrico de Referência foi obtido através da calibração realizada em 02 de fevereiro de 2023 e certificado emitido em 17 de fevereiro de 2023.

$$N_{K_{REF}} = 4{,}826\ \text{E+05}\ \text{Gy.h}^{-1}\ .\ \text{A}^{-1}\ \text{(a 1 metro)}$$

Na imagem 1 a seguir, podemos verificar um corte da planilha de calibração com os resultados obtidos para a calibração do Conjunto Dosimétrico de Referência. Logo em seguida, na imagem 2, podemos verificar um corte do certificado de calibração emitido.

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente de Qualidade

| Laboratório de Ciências Radiológicas LABMETRO | Validação da Planilha de Avaliação de Incerteza para o Método da Substituição (MS) | Documento: LABMETRO-PT-036 | |
|---|---|---|---|
| | | Emissão: 05/03/2023 | Análise Crítica: |
| | | Responsável: Vanessa Mondaini | |
| | | Revisão: 00 | Página: 3 / 31 |

**5. Medições com a câmara poço, na posição de máxima ionização**

**Eletrômetro utilizado para a calibração da câmara**

| Fabricante | Modelo | Série | $k_{ele}$ (nC/ue) | Escala |
|---|---|---|---|---|
| PTW | Unidos E- T1008 | SN:80214 | 1,000 | 1,0E-09 |

**Duração de parada da fonte ($t_{par}$)** 1 s

1

| $T_0$ (ºC) | $T_1$ (ºC) | $T_2$ (ºC) | T (ºC) | Rh (%) |
|---|---|---|---|---|
| 20,00 | 24,00 | 24,00 | 24,00 | 45 |

| $P_0$ (hPa) | $P_1$ (hPa) | $P_2$ (hPa) | P (hPa) | $k_{PT}$ |
|---|---|---|---|---|
| 101,325 | 101,202 | 101,178 | 101,190 | 1,015 |

$k_S = 3/(4 - M_{U1}/M_{U2})$: 1,000

$k_{pol} = [\,|M(V-)|+|M(V+)|\,] / 2|M(V-)|$: 1,0010

| | Medições | | |
|---|---|---|---|
| Pol. (V) | 300 | 150 | -300 |
| M1 | 32,03 | 31,99 | 32,10 |
| M2 | 32,03 | 31,99 | 32,10 |
| M3 | 32,03 | 31,99 | 32,10 |
| M4 | 32,03 | 31,99 | 32,09 |
| M5 | 32,03 | 31,99 | 32,09 |
| $k_{PT}$Média | 32,03 | 31,99 | 32,10 |
| DP(%) | 0,000 | 0,000 | 0,0055 |

$N_K = [K_R * t_{par}] / [M_{médio} * k_{ele} * k_{PT} * k_S * k_{pol}]$

4,826E+05 Gy.h$^{-1}$A$^{-1}$ a 1 m

Desvio [Nk(Fab$_j$/Nk]: -2,11%

Desvio [Nk$_{(última)}$/NK]: 0,17%

Mcorr = [Mmédio*kele*kPT*ks*kpol]

3,256E+01 Gy.h$^{-1}$A$^{-1}$ a 1 m

**Imagem 1:** Corte da Planilhade Calibração do Conjunto Dosmiétrico Padrão do LABMETRO

*Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade*

*Laboratório de calibração acreditado pela Cgcre de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob número CAL 0625*

**LCR.** *P-0001/2023*
**Número de Certificado**

*RESULTADOS*

**Coeficiente de calibração do instrumento fornecido em taxa de kerma no ar de referência por unidade de corrente corrigida a massa de ar para as condições de referência (pressão de 101,33 kPa e temperatura de 20,0°C).**

As incertezas padrão expandidas medidas declaradas neste certificado foram calculadas de acordo com as recomendações do GUM (Guia para a Expressão da Incerteza de Medição - Avaliação de Dados de Medição, INMETRO), para um fator de abrangência k = 2, com nível de confiança de aproximadamente 95 %. A incerteza de medição expandida U(%) é calculada em relação ao valor medido pelo instrumento.

| *Coeficiente de calibração* | *Incerteza Expandida* |
|---|---|
| $N_k$ (Gy $h^{-1}$ $A^{-1}$) | $U_{rel}$ (%) |
| $4{,}826 \times 10^5$ | 2,5 |

**Ponto de Referência: ponto de resposta de máxima intensidade determinada na câmara poço (47,5 mm ± 2,5 mm da base).**

As medições realizadas com a câmara de ionização tipo poço foram corrigidas para a massa de ar de referência, recombinação iônica e polaridade da câmara.

***Observação:***

O valor do Nk apresentado neste certificado de calibração foi determinado por meio de uma fonte de $^{192}$Ir modelo MicroSelectron V2. A literatura científica apresenta estudos que mostram que valores de Nk não são os mesmos para diferentes fontes de $^{192}$Ir. Caso sua fonte seja dos modelos Gammamed Plus, Nucletron Flexitron ou Varian Varisource, poderá ser observada uma diferença de até 2% no valor do Nk declarado neste certificado.

[**Rasmussen et al.**, Med. Phys. 38 (12), 2011/**Shypley et al.**, Phys. Med. Biol. 60 (2015) 2573-2586]

***Data da calibração***: 02 de fevereiro de 2023

***Data da emissão do certificado de calibração***: 17 de fevereiro de 2023

**Imagem 2:** Corte do Certificado de Calibração do Conjunto Dosmiétrico Padrão de Referência do LABMETRO

*Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade*

Para obtenção das incertezas relacionadas ao MS, utilizamos um Conjunto Dosimétrico Secundário, Câmara Poço SI HDR1000 SN A950883 – Eletrômetro PTW Unidos E SN 80214, a qual pertence ao LABMETRO/LCR.

Esse Conjunto Dosimétrico foi calibrado no mesmo dia do nosso Conjunto Dosimétrico de Referência em 02 de fevereiro de 2023. A seguir, podemos visualizar na Imagem 3 o corte da planilha de calibração do Conjunto Dosimétrico Secundário.

**5. Medições com a câmara poço, na posição de máxima ionização**

**Eletrômetro utilizado para a calibração da câmara**

| Fabricante | Modelo | Série | $k_{ele}$ (nC/ue) | Escala |
|---|---|---|---|---|
| PTW | UNIDOS E- T1008 | SN:80214 | 1,000 | 1,0E-09 |

**Duração de parada da fonte ($t_{par}$)** 1 s

1

| $T_0$ (ºC) | $T_1$ (ºC) | $T_2$ (ºC) | T (ºC) | Rh (%) |
|---|---|---|---|---|
| 20,00 | 23,30 | 23,40 | 23,35 | 45 |

| $P_0$ (hPa) | $P_1$ (hPa) | $P_2$ (hPa) | P (hPa) | $k_{PT}$ |
|---|---|---|---|---|
| 101,325 | 101,140 | 101,122 | 101,131 | 1,013 |

$k_S = 3/(4 - M_{U1}/M_{U2})$: 1,000

$k_{pol} = [\,|M(V-)|+|M(V+)|\,] / 2|M(V-)|$: 0,9999

**Medições**

| Pol. (V) | 300 | 150 | -300 |
|---|---|---|---|
| M1 | 32,78 | 32,74 | 32,77 |
| M2 | 32,77 | 32,74 | 32,77 |
| M3 | 32,77 | 32,74 | 32,77 |
| M4 | 32,78 | 32,73 | 32,77 |
| M5 | 32,77 | 32,74 | 32,77 |
| $k_{PT}$Média | 32,77 | 32,74 | 32,77 |
| DP(%) | 0,0055 | 0,0045 | 0,0000 |

$N_K = [K_R * t_{par}] / [M_{médio} * k_{ele} * k_{PT} * k_s * k_{pol}]$: 4,728E+05 Gy.h$^{-1}$A$^{-1}$ a 1 m

Desvio $[N_{K(último)}/N_K]$: 0,21%

Desvio $[N_{K(fab)}/N_K]$: -3,52%

$M_{corr} = [M_{médio} * k_{ele} * k_{PT} * k_s * k_{pol}]$: 3,322E+01 Gy.h$^{-1}$A$^{-1}$ a 1 m

**Imagem 3:** Corte da Planilha de Calibração do Conjunto Dosimétrico Secundário do LABMETRO

*Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade*

## 2. Cálculo de propagação das Incertezas para o Método da Substituição

2.1. Relação funcional do $N_K$ do usuário:

$$N_{K\,CPU} = \frac{M_{REF}}{M_{CPU}} \cdot N_{K\,REF}$$

**Equação 1:** Equação da Taxa de Kerma no ar do Usuário

2.2. Equação geral de propagação de incertezas

$$u_C^2(y_i) = \sum_{i=1}^{N} \left[\frac{\partial y}{\partial x_i}\right]^2 \times u^2(x_i)$$

**Equação 2:** Equação geral de propagação de incertezas

2.3. Equação de propagação de incertezas para o $N_{K_{CPU}}$ determinado pelo Método da Substituição.

A partir da equação 1, foi obtido a propagação de incertezas para o $N_{K_{CPU}}$.

Foram obtidas as derivadas parciais de cada uma das componentes de incertezas apresentadas no organograma da primeira página.

As incertezas foram calculadas da seguinte forma:

$$u_C^2\left(N_{K\,CPU}\right) = \left[\frac{\partial N_{K_{CPU}}}{\partial M_{REF}} \times u_{M_{REF}}\right]^2 + \left[\frac{\partial N_{K_{CPU}}}{\partial N_{K\,REF}} \times u_{N_{K_{REF}}}\right]^2 + \left[\frac{\partial N_{K_{CPU}}}{\partial M_{CPU}} \times u_{M_{CPU}}\right]^2$$

**Equação 3:** Equação de propagação de incertezas para o MS

→ Equação 1

→ Equação 2

→ Equação 3

Após a obtenção de cada incerteza combinada relacionada aos parâmetros determinados para as incertezas do MS, foi obtido cálculo final da incerteza combinada para o $N_{K_{CPU}}$, grau de liberdade, fator de abrangência, incerteza expandida em fator de $N_K$ e percentual.

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas. Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

2.4. Equação de propagação de incertezas para a medida corrigida de referência ($M_{REF}$)

*2.4.1. Equação 1 - $M_{REF}$*

$M_{REF}$ é a medida corrigida de referência para o Conjunto Dosimétrico Padrão. $M_{REF}$ possui cinco contribuições de incerteza compostas por, média da leitura de 300 V da câmara padrão, o fator de correção para temperatura e pressão, fator de recombinação iônica, fator de inversão de polaridade e fator de calibração do eletrômetro que será considerado um(1) na equação 4 a seguir.

$$M_{REF} = M_{300V} \times k_{TP} \times k_s \times k_{pol} \times k_{elet}$$

$$u_C^2(M_{REF}) = \left[\frac{\partial M_{REF}}{\partial M_{300V}} \times u_{M_{300V}}\right]^2 + \left[\frac{\partial M_{REF}}{\partial k_{TP}} \times u_{k_{TP}}\right]^2 + \left[\frac{\partial M_{REF}}{\partial k_s} \times u_{k_s}\right]^2 + \left[\frac{\partial M_{REF}}{\partial k_{pol}} \times u_{kpol}\right]^2 + \mathbf{1}$$

**Equação 4:** Equação de propagação de incertezas de $M_{REF}$

*2.4.1.1 Equação $u_{C_{M300V}}$*

Para a incerteza calculada da medida corrigida de 300 V possui quatro contribuições de incerteza compostas pelo posicionamento da fonte, fuga do conjunto dosimétrico, resolução das medidas e repetitividade das leituras obtidas na calibração.

Valores $M_{300V}$: $Fuga = 0A$
Repetibilidade = $0nA$

**- Posicionamento da fonte**

O posicionamento foi obtido experimentalmente aplicando a variação de ± 2,5 mm (intervalo de medida so software de braquiterapia Elekta) para cima e para baixo na posição de máximo da fonte.

Posição – 2,5 mm da fonte 3,50 mm – 70,74 A
Posição de Máxima Intensidade da fonte 3,75 mm – 70,78 A
Posição + 2,5 mm da fonte 4,00 mm – 70,71 A

A maior diferença encontrada na média das leituras a 300 V foi de 0,07 A, sendo assim,

$$a_{res_T} = \frac{0,07}{2} = 0,035$$

$$u_{res_T} = \frac{0,035}{\sqrt{3}} = 0,02$$

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente de Qualidade

**- Fuga**

A fuga foi obtida através da leitura inicial menos a leitura final em um intervalo de tempo de 300 segundos.
Para a calibração do Conjunto Dosimétrico Padrão, foi obtido fuga desprezável.

**- Resolução das Medidas**

A resolução das leituras pode ser verificada na imagem 1 = 0,01 (referente a resolução do eletrômetro para a escala utilizada na leitura)

$$a_{res_T} = \frac{0,01}{2} = 0,005\ A$$

$$u_{res_T} = \frac{0,005}{\sqrt{3}} = 0,0029A$$

**- Repetibilidade das Medidas**

A repetibilidade das leituras é obtido através do desvio padrão relativo das leituras.

*Cálculo da Inceteza de $M_{300V}$*

$$u^2{}_{C_{M_{300V}}} = (u_{pos_{fonte}} + u_{fuga} + u_{res_{medidor}} + u_{rep})^2$$

$$\boxed{u^2{}_{C_{M_{300V}}} = 4,17E-04\ A^2}$$

*2.4.1.2 Equação $u_C - M_{REF} - k_{TP}$*

A seguir apresentamos as equações gerais de obtenção dos fatores de correções para o $k_{TP}$, $k_S$, $k_{pol}$ que farão parte na decomposição da derivada parcial na obtenção da incerteza combinada para $M_{REF}$.

$$k_{TP} = \frac{(273,15 + T) \times 101,325}{(293,15 \times P)}$$

**Equação 5:** Equação geral do fator de correção de temperatura e pressão

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas. Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

$$k_S = \frac{3}{4 - \frac{M_{300V}}{M_{150V}}}$$

**Equação 6:** Equação geral do fator de recombinação iônica

$$k_{pol} = \frac{M_{-300V} + M_{300V}}{2 \times M_{-300V}}$$

**Equação 7:** Equação geral do fator de inversão de polaridade

A partir da equação 5 foi obtida a derivada parcial para o fator de correção para temperatura e pressão.

$$u_{k_{TP}}^2 = \left[\frac{\partial k_{TP}}{\partial T} \times u_T\right]^2 + \left[\frac{\partial k_{TP}}{\partial P} \times u_P\right]^2$$

**Equação 8:** Equação de incerteza combinada para o fator de correção de temperatura e pressão

A partir da substituição de valores na equação 8, serão aplicado os valores de temperatura, pressão e pressão ao quadrado obtidos na calibração do Conjunto Dosimétrico Padrão como apresentado na Imagem 1 para cálculo da sensibilidade.

alores: $T = 24,0\ ^{\circ}C$

$P = 101,190\ kPa$

$P^2 = 10239,416\ kPa$

Cálculo de Coeficiente de sensibilidade do $k_{TP}$

$$C_T : \frac{\partial k_{TP}}{\partial T} = \frac{101,325}{293,15 \times 101,190} = 0,0034\ K^{-1}$$

$$C_P : \frac{\partial k_{TP}}{\partial T} = \frac{(273,15 + 24,0) \times 101,325}{293,15 \times 10239,416} = 0,01\ kPa^{-1}$$

As incertezas relacionadas a temperatura e pressão foram obtidas através da incerteza do certificado de calibração, resolução do instrumento e estabilidade do instrumento.

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

***Referente à Temperatura***

**- Calibração do termômetro**

Equipamento termômetro Ômega HH804U SN 220021 (LABMETRO-TM-186)

Certificado CTJ Tecnologia & Confiabilidade – T-8306/22 – 21/12/2022

Incerteza de medição: U=0,2 °C = U=0,2 K (diferença em °C e K é a mesma)

Distribuição normal e k=2

$u_{Cti_{cert}} = 0,2\ ^{\circ}C$

$$u_{cal_T} = \frac{0,2}{2} = 0,1\ ^{\circ}C$$

**- Resolução do termômetro**

Resolução do termômetro $= 0,1\ ^{\circ}C = 0,1\ K$

Distribuição retangular

$$a_{res_T} = \frac{0,1}{2} = 0,05\ ^{\circ}C$$

$$u_{res_T} = \frac{0,05}{\sqrt{3}} = 0,029\ ^{\circ}C$$

**- Estabilidade do termômetro**

Caso não se tenha um histórico de calibração do termômetro, considera-se que a contribuição da incerteza devido a estabilidade ao longo do tempo seja igual a incerteza de calibração.
O termômetro utilizado apresenta apenas uma calibração, por este movitivo foi utilizado a sua incerteza para o cálculo da estabilidade.

$u_{Cti_{cert}} = 0,2\ ^{\circ}C$

$$u_{est_T} = \frac{0,2}{\sqrt{3}} = 0,12\ ^{\circ}C$$

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

***Referente à pressão atmosférica***

**- Calibração do barômetro**

Equipamento termohigro barômetro Vaisala PTU 303 SN L5310715 (LABMETRO-TD-141)

Certificado Elus Instrumentação – E11361A/22 – 02/08/2022

Incerteza de medição: U=0,02 kPa

Distribuição normal e k=2

$u_{Cal_{bar}} = 0,02\ kPa$

$$u_{cal_p} = \frac{0,02}{2} = 0,01\ kPa$$

**- Resolução do barômetro**

Resolução do barômetro = 0,001 kPa

Distribuição retangular

$$a_{res_p} = \frac{0,001}{2} = 0,0005\ kPa$$

$$u_{res_p} = \frac{0,0005}{\sqrt{3}} = 0,00029\ kPa$$

**- Estabilidade do barômetro**

Caso não se tenha um histórico de calibração do barômetro, considera-se que a contribuição da incerteza devido a estabilidade ao longo do tempo seja igual a incerteza de calibração.

O barômetro utilizado foi calibrado três vezes, sendo uma obtendo resolução de 0,07, e as outras duas 0,02 por este movitivo foi utilizado a maior incerteza obtida até o momento para o cálculo da estabilidade.

$u_{Cal_{bar}} = 0,07\ kPa$

$$u_{est_p} = \frac{0,07}{\sqrt{3}} = 0,04\ kPa$$

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

*Cálculo da Inceteza Temperatura e Pressão:*

$$u_{k_{TP}}^2 = \left[0{,}0034 \times u_{T(u_{cal}+u_{res}+u_{exc})}\right]^2 + \left[0{,}01 \times u_{P(u_{cal}+u_{res}+u_{exc})}\right]^2$$

$$u_{k_{TP}}^2 = 4{,}56E-07$$

*2.4.1.3 Equação $u_C - M_{REF} - k_S$*

A partir da equação 6 foi obtida a derivada parcial para o fator de recombinação iônica.

$$u_{k_S}^2 = \left[\frac{\partial k_S}{\partial M_{300V}} \times u_{M_{300V}}\right]^2 + \left[\frac{\partial k_S}{\partial M_{150V}} \times u_{M_{150V}}\right]^2$$

**Equação 9:** Equação de incerteza combinada para o fator de recombinação iônica

A partir da substituição de valores na equação 9, serão aplicados os valores de média das leituras a 300 V, média das leituras a 150 V, média das leituras a 150 V ao quadrado obtidos na calibração do Conjunto Dosimétrico Padrão como apresentado na Imagem 1 para o cálculo da sensibilidade.

Valores: $M_{300V} = 32{,}03\ nA$

$M_{150V} = 31{,}99\ nA$

$(M_{150V})^2 = 1023{,}36\ nA$

Cálculo de Coeficiente de sensibilidade do $k_S$

$$C_{K_{S_{M300V}}} : \frac{\partial k_S}{\partial M_{300V}} = 3\left[4 - \frac{M_{300V}}{M_{150V}}\right]^{-1} = -3\left[4 - \frac{M_{300V}}{M_{150V}}\right]^{-2} \times \left[-\frac{1}{M_{150V}}\right] = -3\left[4 - \frac{32{,}03}{31{,}99}\right]^{-2} \times \left[-\frac{1}{31{,}99}\right] = 0{,}01$$

$$C_{K_{S_{M150V}}} : \frac{\partial k_S}{\partial M_{150V}} = -3\left[4 - \frac{M_{300V}}{M_{150V}}\right]^{-2} \times \left[\frac{M_{300V}}{(M_{150V})^2}\right] = -3\left[4 - \frac{32{,}03}{31{,}99}\right]^{-2} \times \left[\frac{32{,}03}{(31{,}99)^2}\right] = 0{,}01$$

As incertezas relacionadas ao fator de recombinação iônica para $M_{300V}$ e $M_{150V}$ são compostas pelo posicionamento da fonte, fuga do conjunto dosimétrico, resolução das medidas e repetitividade das leituras obtidas na calibração já calculados na equação 2.4.1.1 para $M_{300V}$.

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

$$u^2_{C_{M_{150V}}} = 4,17E-04A^2$$

Valores $M_{150V}$: $Fuga = 0\ A$
Repetibilidade = 0 $nA$

**- Posicionamento da fonte**

Já descrito no calculo da equação 2.4.1.1 - Equipamento de referência do LABMETRO/LCR

**- Fuga**

A fuga é obtida através da leitura inicial menos a leitura final em um intervalo de tempo de 300 segundos.
Para a calibração do Conjunto Dosimétrico Padrão, foi obtido fuga desprezável.

**- Resolução das Medidas de 150 V**

A resolução das leituras pode ser verificada na imagem 1 = 0,01 (referente a resolução do eletrômetro para a escala utilizada na leitura)

$$a_{res_T} = \frac{0,01}{2} = 0,005\ \text{A}$$

$$u_{res_T} = \frac{0,005}{\sqrt{3}} = 0,0029\ A$$

**- Repetibilidade das Medidas de 150 V**

A repetibilidade das leituras é obtido através do desvio padrão relativo das leituras = 0 nA

*Cálculo da Inceteza de $M_{150V}$*

$$u^2_{C_{M_{150V}}} = \left(u_{pos_{fonte}} + u_{fuga} + u_{res_{medidas}} + u_{rep}\right)^2$$

$$u^2_{C_{M_{150V}}} = 4,17E-04A^2$$

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

Substituição dos valores $k_S$

$$u_{k_S}^2 = \left[\left(-3\left[4-\frac{M_{300V}}{M_{150V}}\right]^{-2}\times\left[-\frac{1}{M_{150V}}\right]\right)\times u_{M_{300V}}\right]^2 + \left[\left(-3\left[4-\frac{M_{300V}}{M_{150V}}\right]^{-2}\times\left[\frac{M_{300V}}{(M_{150V})^2}\right]\right)\times u_{M_{150V}}\right]^2$$

$$u_{k_S}^2 = \left[0{,}01\times u_{M_{300V}}\right]^2 + \left[0{,}01\times u_{M_{150V}}\right]^2$$

$$\boxed{u_{k_S}^2 = 9{,}07E-08}$$

*2.4.1.4 Equação $u_C - M_{REF} - k_{pol}$*

A partir da equação 7 foi obtida a derivada parcial para o fator de inversão de polaridade.

$$u_{k_{pol}}^2 = \left[\frac{\partial k_{pol}}{\partial M_{-300V}}\times u_{M_{-300V}}\right]^2 + \left[\frac{\partial k_{pol}}{\partial M_{300V}}\times u_{M_{300V}}\right]^2$$

**Equação 10:** Equação de incerteza combinada para o fator de inversão de polaridade

A partir da substituição de valores na equação 10, serão aplicados os valores de média das leituras a 300 V, média das leituras a -300 V, média das leituras a -300 V ao quadrado obtidos na calibração do Conjunto Dosimétrico Padrão como apresentado na Imagem 1 para o cálculo da sensibilidade.

Valores: $M_{300V} = 32{,}03\ nA$

$M_{-300V} = 32{,}10\ nA$

$(M_{-300V})^2 = 1030{,}15\ nA$

Cálculo de Coeficiente de sensibilidade do $k_{pol}$

$$C_{k_{pol-300V}} : \frac{\partial k_{pol}}{\partial M_{-300V}} = \frac{2(M_{-300V}) - 2[M_{-300V} + M_{300V}]}{4(M_{-300V})^2} = \frac{2(M_{-300V}) - 2(M_{-300V}) - 2(M_{300V})}{4(M_{-300V})^2} = \frac{-2(M_{300V})}{4(M_{-300V})^2} = \frac{-M_{300V}}{2(M_{-300V})^2} = 0{,}016$$

$$C_{k_{pol-300V}} : \frac{\partial k_{pol}}{\partial M_{300V}} = \frac{2(M_{-300V}) - 2(M_{-300V})}{2(M_{-300V})} = \frac{1}{2(M_{-300V})} = 0{,}016$$

As incertezas relacionadas ao fator de recombinação iônica para $M_{300V}$ e $M_{-300V}$ são compostas pelo posicionamento da fonte, fuga do conjunto dosimétrico, resolução das medidas e repetitividade das leituras obtidas na calibração já calculados na equação 2.4.1.1 para $M_{300V}$.

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas. Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

$u^2_{C_{M_{-300V}}} = 4,17E-04\ A^2$

Valores $M_{150V}$: $Fuga = 0\ A$

Repetibilidade $= 0,0055\ nA$

**- Posicionamento da fonte**

Já descrito no calculo da equação 2.4.1.1 - Equipamento de referência do LABMETRO/LCR

**- Fuga**

A fuga é obtida através da leitura inicial menos a leitura final em um intervalo de tempo de 300 segundos.
Para a calibração do Conjunto Dosimétrico Padrão, foi obtido fuga desprezável.

**- Resolução das Medidas de -300 V**

A resolução das leituras pode ser verificada na imagem 1 = 0,01 (referente a resolução do eletrômetro para a escala utilizada na leitura)

$$a_{res_T} = \frac{0,01}{2} = 0,005\ \text{A}$$

$$u_{res_T} = \frac{0,005}{\sqrt{3}} = 0,0029\ A$$

**- Repetibilidade das Medidas de -300 V**

A repetibilidade das leituras é obtido através do desvio padrão relativo das leituras = 0,0055 nA.

*Cálculo da Inceteza de $M_{-300V}$*

Substituição dos coeficientes:

$$u^2_{k_{pol}} = \left[\frac{-M_{300V}}{2\left(M_{-300V}\right)^2} \times u_{M_{-300V}}\right]^2 + \left[\frac{1}{2\left(M_{-300V}\right)} \times u_{M_{300V}}\right]^2$$

$$u^2_{k_{pol}} = \left[0,016 \times u_{M_{-300V}}\right]^2 + \left[0,016 \times u_{M_{300V}}\right]^2$$

$$\boxed{u^2_{k_{pol}} = 2,09E-07}$$

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

Resolvendo a equação 4:

$$u_C^2(M_{REF}) = \left[\frac{\partial M_{REF}}{\partial M_{300V}} \times u_{M_{300V}}\right]^2 + \left[\frac{\partial M_{REF}}{\partial k_{TP}} \times u_{k_{TP}}\right]^2 + \left[\frac{\partial M_{REF}}{\partial k_s} \times u_{k_s}\right]^2 + \left[\frac{\partial M_{REF}}{\partial k_{pol}} \times u_{kpol}\right]^2 + 1$$

**Equação 4:** Equação de propagação de incertezas de $M_{REF}$

Dados:

$$u^2_{C_{M_{300V}}} = 4{,}17E-04\ A^2$$

$$u^2_{k_{TP}} = 4{,}56E-07$$

$$u^2_{k_S} = 9{,}07E-08$$

$$u^2_{k_{pol}} = 2{,}09E-07$$

$$u_C^2(M_{REF}) = 4{,}17E-04 + 4{,}56E-07 + 9{,}07E-08 + 2{,}09E-07$$

$$u_C^2(M_{REF}) = 4{,}17E-04$$

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

2.5. Equação de propagação de incertezas para o fator de calibração do Conjunto Dosimétrico Padrão de Referência ($N_{K_{REF}}$)

*2.5.1. Equação 2 -* $N_{K_{REF}}$

$N_{K_{REF}}$ é o fator de calibração do Conjunto Dosimétrico Padrão de Referência. $N_{K_{REF}}$ possui duas contribuições de incerteza compostas pela incerteza de calibração relacionada com o fator de calibração de referência e a estabilidade dos fatores de calibração obtidos pelo Conjunto Dosimétrico num período de dois anos.

$$u^2_{N_{K\,REF}} = \left[u_{Cal}\right]^2 + \left[u_{est_{NK}}\right]^2$$

**Equação 11:** Equação de incerteza combinada para o fator de calibração do CD de referência

O fator de calibração e a incerteza relacionada está descrito na imagem 2 do corte do certificado de calibração, porém o valor de incerteza utilizado foi o valor da incerteza obtido através dos cálculos da planilha, 2,1 % (k=2) e não o superestimado declarado no certificado de calibração.

$$N_{K_{REF\,(certif)}} = 4,826E+05 \text{ Gy.h}^{-1}.\text{A}^{-1} \text{ (1 metro)} \pm 2,1\ \%$$

$$U_{Cal_{N_{K\,REF}}} = (4,826E+05 \text{Gy.h}^{-1}.\text{A}^{-1}) \times 2,1\ \% = 1,01E+04$$

$$u_{Cal_{N_{K\,REF}}} = \frac{1,01E+04}{k} =$$

$$u_{Cal_{N_{K\,REF}}} = \frac{1,01E+04}{2} = 5,07E+03$$

*Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade*

Estabilidade dos $N_{Ks}$ num período de dois (2) anos:

| Estabilidade do Conjunto Dosimétrico - SI A+ 950681 / Elet. PTW 80214 | | | |
|---|---|---|---|
| **ANO** | **Fator de calibração** | **Unidade** | **Difer. Entre calib.** |
| 2021 | 4,802E+05 | Gy.h-1A-1 a 1 m | |
| | 4,815E+05 | | 1,300E+03 |
| | 4,796E+05 | | 1,900E+03 |
| | 4,835E+05 | | 3,900E+03 |
| | 4,858E+05 | | 2,300E+03 |
| | 4,850E+05 | | 8,000E+02 |
| | 4,829E+05 | | 2,100E+03 |
| 2022 | 4,809E+05 | | 2,000E+03 |
| | 4,810E+05 | | 1,000E+02 |
| | 4,783E+05 | | 2,700E+03 |
| | 4,828E+05 | | 4,500E+03 |
| | 4,835E+05 | | 7,000E+02 |
| | 4,779E+05 | | 5,600E+03 |
| 2023 | 4,826E+05 | | 4,700E+03 |

**Imagem 4:** Planilha de estabilidade do Conjunto Dosmiétrico Padrão de Referência do LABMETRO (k=2)

$$a_{est_{N_{K\,REF}}} = \frac{5,60E+03}{2} = 2,80E+03$$

$$u_{est_{N_{K\,REF}}} = \frac{2,80E+03}{\sqrt{3}} = 1,62E+03$$

Substituição dos valores:

$$u^2_{N_{K\,REF}} = [5,07E+03]^2 + [1,62E+03]^2 = 2,57E+07 + 2,62E+06$$

$$\boxed{u^2_{N_{K\,REF}} = 2,82E+07\ Gy \cdot h^{-1} \cdot A^{-1}\ (1\ metro)}$$

*Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade*

2.6. Equação de propagação de incertezas para a medida corrigida do Conjunto Dosimétrico Secundário (ou do usuário) ($M_{CPU}$)

*2.6.1. Equação 3 – $M_{CPU}$*

$M_{CPU}$ é a medida corrigida do Conjunto Dosimétrico do usuário. $M_{CPU}$ possui cinco contribuições de incerteza compostas por, média da leitura de 300 V do CD do usuário, o fator de correção para temperatura e pressão, fator de recombinação iônica, fator de inversão de polaridade e fator de calibração do eletrômetro que será considerado um (1) na equação 12 a seguir.

$$M_{CPU} = M_{300V} \times k_{TP} \times k_s \times k_{pol} \times k_{elet}$$

$$u_C^2(M_{CPU}) = \left[\frac{\partial M_{CPU}}{\partial M_{300V}} \times u_{M_{300V}}\right]^2 + \left[\frac{\partial M_{CPU}}{\partial k_{TP}} \times u_{k_{TP}}\right]^2 + \left[\frac{\partial M_{CPU}}{\partial k_s} \times u_{k_s}\right]^2 + \left[\frac{\partial M_{CPU}}{\partial k_{pol}} \times u_{kpol}\right]^2 + \mathbf{1}$$

**Equação 12:** Equação de propagação de incertezas de $M_{CPU}$

*2.6.1.1 Equação $u_C - M_{CPU} - M_{300V}$*

Para a incerteza calculada da medida corrigida de 300 V possui quatro contribuições de incerteza compostas pelo posicionamento da fonte, fuga do conjunto dosimétrico, resolução das medidas e repetitividade das leituras obtidas na calibração.

Valores $M_{300V}$: $Fuga = 0\,A$

$\text{Re}\,petibilidade = 0,0055\,nA$

**- Posicionamento da fonte**

Já descrito no calculo da equação 2.4.1.1 - Equipamento de referência do LABMETRO/LCR

**- Fuga**

A fuga é obtida através da leitura inicial menos a leitura final em um intervalo de tempo de 300 segundos.
Para a calibração do Conjunto Dosimétrico do usuário, foi obtido fuga desprezável.

**- Resolução das Medidas**

A resolução das leituras pode ser verificada na imagem 3 = 0,01 (referente a resolução do eletrômetro para a escala utilizada na leitura)

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

$$a_{res_T} = \frac{0,01}{2} = 0,005 \text{ A}$$

$$u_{res_T} = \frac{0,005}{\sqrt{3}} = 0,0029\ A$$

**- Repetibilidade das Medidas**

A repetibilidade das leituras é obtido através do desvio padrão relativo das leituras = 0,0055 nA.

*Cálculo da Inceteza de $M_{300V}$*

$$u^2{}_{C_{M_{300V}}} = (u_{pos_{fonte}} + u_{fuga} + u_{res_{medidor}} + u_{rep})^2$$

$$\boxed{u^2{}_{C_{M_{300V}}} = 4,47E-04\ A^2}$$

A seguir apresentamos as equações gerais de obtenção dos fatores de correções para o $k_{TP}$, $k_S$, $k_{pol}$ que farão parte na decomposição da derivada parcial na obtenção da incerteza combinada para $M_{CPU}$.

$$k_{TP} = \frac{(273,15 + T) \times 101,325}{(293,15 \times P)}$$

**Equação 5:** Equação geral do fator de correção de temperatura e pressão

$$k_S = \frac{3}{4 - \frac{M_{300V}}{M_{150V}}}$$

**Equação 6:** Equação geral do fator de recombinação iônica

$$k_{pol} = \frac{M_{-300V} + M_{300V}}{2 \times M_{-300V}}$$

**Equação 7:** Equação geral do fator de inversão de polaridade

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas. Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

*2.6.1.2 Equação $u_C - M_{CPU} - k_{TP}$*

A partir da equação 5 foi obtida a derivada parcial para o fator de correção para temperatura e pressão.

$$u_{k_{TP}}^2 = \left[\frac{\partial k_{TP}}{\partial T} \times u_T\right]^2 + \left[\frac{\partial k_{TP}}{\partial P} \times u_P\right]^2$$

**Equação 8:** Equação de incerteza combinada para o fator de coreção de temperatura e pressão

A partir da substituição de valores na equação 8, serão aplicado os valores de temperatura, pressão e pressão ao quadrado obtidos na calibração do Conjunto Dosimétrico Secundário (ou usuário) como apresentado na Imagem 3 para cálculo da sensibilidade.

Valores: $T = 23,4\ ^{\circ}C$

$P = 101,131\ kPa$

$P^2 = 10227,479\ kPa$

Cálculo de Coeficiente de sensibilidade do $k_{TP}$

$$C_T : \frac{\partial k_{TP}}{\partial T} = \frac{101,325}{293,15 \times 101,131} = 0,0034\ K^{-1}$$

$$C_P : \frac{\partial k_{TP}}{\partial T} = \frac{(273,15 + 23,4) \times 101,325}{293,15 \times 10227,479} = 0,01\ kPa^{-1}$$

As incertezas relacionadas a temperatura e pressão foram obtidas através da incerteza do certificado de calibração, resolução do instrumento e estabilidade do instrumento.

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

***Referente à Temperatura***

**- Calibração do termômetro**

Já descrito no calculo da equação 2.4.1.2 - Equipamento de referência do LABMETRO/LCR

**- Resolução do termômetro**

Já descrito no calculo da equação 2.4.1.2 - Equipamento de referência do LABMETRO/LCR

**- Estabilidade do termômetro**

Já descrito no calculo da equação 2.4.1.2 – Equipamento de referência do LABMETRO/LCR

***Referente à pressão atmosférica***

**- Calibração do barômetro**

Já descrito no calculo da equação 2.4.1.2 - Equipamento de referência do LABMETRO/LCR

**- Resolução do barômetro**

Já descrito no calculo da equação 2.4.1.2 - Equipamento de referência do LABMETRO/LCR

**- Estabilidade do barômetro**

Já descrito no calculo da equação 2.4.1.2 - Equipamento de referência do LABMETRO/LCR

*Cálculo da Inceteza Temperatura e Pressão:*

$$u_{k_{TP}}^2 = \left[0{,}0034 \times u_{T(u_{cal}+u_{res}+u_{est})}\right]^2 + \left[0{,}01 \times u_{P(u_{cal}+u_{res}+u_{est})}\right]^2$$

$$u_{k_{TP}}^2 = 4{,}56E-07$$

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

*2.6.1.3 Equação $u_C - M_{CFU} - k_S$*

A partir da equação 6 foi obtida a derivada parcial para o fator de recombinação iônica.

$$u_{k_S}^2 = \left[\frac{\partial k_S}{\partial M_{300V}} \times u_{M_{300V}}\right]^2 + \left[\frac{\partial k_S}{\partial M_{150V}} \times u_{M_{150V}}\right]^2$$

**Equação 9:** Equação de incerteza combinada para o fator de recombinação iônica

A partir da substituição de valores na equação 9, serão aplicados os valores de média das leituras a 300 V, média das leituras a 150 V, média das leituras a 150 V ao quadrado obtidos na calibração do Conjunto Dosimétrico Padrão como apresentado na Imagem 3 para o cálculo da sensibilidade.

Valores: $M_{300V} = 32,77\ nA$

$M_{150V} = 32,74\ nA$

$(M_{150V})^2 = 1071,78\ nA$

Cálculo de Coeficiente de sensibilidade do $k_S$

$$C_{K_{S_{Id_{300V}}}} : \frac{\partial k_S}{\partial M_{300V}} = 3\left[4 - \frac{M_{300V}}{M_{150V}}\right]^{-1} = -3\left[4 - \frac{M_{300V}}{M_{150V}}\right]^{-2} \times \left[-\frac{1}{M_{150V}}\right] = -3\left[4 - \frac{32,03}{31,99}\right]^{-2} \times \left[-\frac{1}{31,99}\right] = 0,01$$

$$C_{K_{S_{Id_{150V}}}} : \frac{\partial k_S}{\partial M_{150V}} = -3\left[4 - \frac{M_{300V}}{M_{150V}}\right]^{-2} \times \left[\frac{M_{300V}}{(M_{150V})^2}\right] = -3\left[4 - \frac{32,03}{31,99}\right]^{-2} \times \left[\frac{32,03}{(31,99)^2}\right] = 0,01$$

As incertezas relacionadas ao fator de recombinação iônica para $M_{300V}$ e $M_{150V}$ são compostas pelo posicionamento da fonte, fuga do conjunto dosimétrico, resolução das medidas e repetitividade das leituras obtidas na calibração já calculados na equação 2.4.1.1 para $M_{300V}$.

$$u^2_{C_{Id_{300V}}} = 4,47E-04\ A^2$$

Valores $M_{150V}$: $Fuga = 0\ A$

$\text{Re}petibilidade = 0,0045\ nA$

**- Posicionamento da fonte**

Já descrito no calculo da equação 2.4.1.1 - Equipamento de referência do LABMETRO/LCR

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

**- Fuga**

A fuga é obtida através da leitura inicial menos a leitura final em um intervalo de tempo de 300 segundos.
Para a calibração do Conjunto Dosimétrico Secundário (ou usuário), foi obtido fuga desprezável.

**- Resolução das Medidas de 150 V**

Já descrito no calculo da equação 2.6.1.1 - Equipamento de referência do LABMETRO/LCR

**- Repetibilidade das Medidas de 150 V**

A repetibilidade das leituras é obtido através do desvio padrão relativo das leituras = 0,0045 nA

*Cálculo da Inceteza de $M_{150V}$*

$$u^2_{C_{M_{150V}}} = \left(u_{pos_{fonte}} + u_{fuga} + u_{res_{medidas}} + u_{rep}\right)^2$$

$$u^2_{C_{M_{150V}}} = 4,37E-04A^2$$

Substituição dos valores $k_S$

$$u^2_{k_S} = \left[\left(-3\left[4-\frac{M_{300V}}{M_{150V}}\right]^{-2}\times\left[-\frac{1}{M_{150V}}\right]\right)\times u_{M_{300V}}\right]^2 + \left[\left(-3\left[4-\frac{M_{300V}}{M_{150V}}\right]^{-2}\times\left[\frac{M_{300V}}{(M_{150V})^2}\right]\right)\times u_{M_{150V}}\right]^2$$

$$u^2_{k_S} = \left[0,01\times u_{M_{300V}}\right]^2 + \left[0,01\times u_{M_{150V}}\right]^2$$

$$\boxed{u^2_{k_S} = 8,78E-08}$$

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

*2.6.1.4 Equação $u_C - M_{CPU} - k_{pol}$*

A partir da equação 7 foi obtida a derivada parcial para o fator de inversão de polaridade.

$$u_{k_{pol}}^2 = \left[\frac{\partial k_{pol}}{\partial M_{-300V}} \times u_{M_{-300V}}\right]^2 + \left[\frac{\partial k_{pol}}{\partial M_{300V}} \times u_{M_{300V}}\right]^2$$

**Equação 13:** Equação de incerteza combinada para o fator de inversão de polaridade

A partir da substituição de valores na equação 10, serão aplicados os valores de média das leituras a 300 V, média das leituras a -300 V, média das leituras a -300 V ao quadrado obtidos na calibração do Conjunto Dosimétrico Secundário (ou usuário) como apresentado na Imagem 3 para o cálculo da sensibilidade.

Valores: $M_{300V} = 32,77\ nA$

$M_{-300V} = 32,74\ nA$

$(M_{-300V})^2 = 1071,78\ nA$

Cálculo de Coeficiente de sensibilidade do $k_{pol}$

$$C_{k_{pol-300V}} : \frac{\partial k_{pol}}{\partial M_{-300V}} = \frac{2(M_{-300V}) - 2[M_{-300V} + M_{300V}]}{4(M_{-300V})^2} = \frac{2(M_{-300V}) - 2(M_{-300V}) - 2(M_{300V})}{4(M_{-300V})^2} = \frac{-2(M_{300V})}{4(M_{-300V})^2} = \frac{-M_{300V}}{2(M_{-300V})^2} = 0,015$$

$$C_{k_{pol_{300V}}} : \frac{\partial k_{pol}}{\partial M_{300V}} = \frac{2(M_{-300V}) - 2(M_{-300V})}{2(M_{-300V})} = \frac{1}{2(M_{-300V})} = 0,015$$

As incertezas relacionadas ao fator de recombinação iônica para $M_{300V}$ e $M_{-300V}$ são compostas pelo posicionamento da fonte, fuga do conjunto dosimétrico, resolução das medidas e repetitividade das leituras obtidas na calibração já calculados na equação 2.4.1.1 para $M_{300V}$.

$$u^2_{C_{M300V}} = 4,47E-04\ A^2$$

Valores $M_{150V}$: $Fuga = 0\ A$

Repetibilidade = $0\ nA$

**- Posicionamento da fonte**

Já descrito no calculo da equação 2.4.1.1 - Equipamento de referência do LABMETRO/LCR

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

**- Fuga**

A fuga é obtida através da leitura inicial menos a leitura final em um intervalo de tempo de 300 segundos.
Para a calibração do Conjunto Dosimétrico do usuário, foi obtido fuga desprezável.

**- Resolução das Medidas de -300 V**

A resolução das leituras pode ser verificada na imagem 1 = 0,01 (referente a resolução do eletrômetro para a escala utilizada na leitura)

$$a_{res_T} = \frac{0,01}{2} = 0,005$$

$$u_{res_T} = \frac{0,005}{\sqrt{3}} = 0,0029A$$

**- Repetibilidade das Medidas de -300 V**

A repetibilidade das leituras é obtido através do desvio padrão relativo das leituras = 0 nA.

*Cálculo da Inceteza de $M_{-300V}$*

Substituição dos coeficientes:

$$u^2_{k_{pol}} = \left[\frac{-M_{300V}}{2\left(M_{-300V}\right)^2} \times u_{M_{-300V}}\right]^2 + \left[\frac{1}{2\left(M_{-300V}\right)} \times u_{M_{300V}}\right]^2$$

$$u^2_{k_{pol}} = \left[0,015 \times u_{M_{-300V}}\right]^2 + \left[0,015 \times u_{M_{300V}}\right]^2$$

$$\boxed{u^2_{k_{pol}} = 2,01E-07}$$

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas. Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

Resolvendo a equação 4:

$$u_C^2(M_{CPU}) = \left[\frac{\partial M_{CPU}}{\partial M_{300V}} \times u_{M_{300V}}\right]^2 + \left[\frac{\partial M_{CPU}}{\partial k_{TP}} \times u_{k_{TP}}\right]^2 + \left[\frac{\partial M_{CPU}}{\partial k_s} \times u_{k_s}\right]^2 + \left[\frac{\partial M_{CPU}}{\partial k_{pol}} \times u_{kpol}\right]^2 + 1$$

**Equação 12:** Equação de propagação de incertezas de $M_{CPU}$

Dados:

$$u^2{}_{C_{M300V}} = 4,47E-04\,A^2$$

$$u^2_{k_{TP}} = 4,56E-07$$

$$u^2_{k_S} = 8,78E-08$$

$$u^2_{k_{pol}} = 2,01E-07$$

$$u_C^2(M_{CPU}) = 4,47E-04 + 4,56E-07 + 8,78E-08 + 2,01E-07$$

$$u_C^2(M_{CPU}) = 4,47E-04$$

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

2.7. Equação de propagação de incertezas para o fator de calibração do CD Secundário ou Usuário ( $N_{K_{CPU}}$ ).

$N_{K_{CPU}}$ é o fator de calibração dado ao Conjunto Dosimétrico Secundário (ou do usuário) após a calibração.

A partir da equação 1 que foi desmenbrada em através da derivada parcial e obtido os coeficientes de sensibilidade para $M_{REF}$, $N_{KREF}$, $M_{CPU}$, com suas incertezas calculadas anteriormente.

$$N_{K_{CPU}} = \frac{M_{REF}}{M_{CPU}} \cdot N_{K_{REF}}$$

**Equação 1:** Equação da Taxa de Kerma no ar do Usuário

$$u_C^2\left(N_{K_{CPU}}\right) = \left[\frac{\partial N_{K_{CPU}}}{\partial M_{REF}} \times u_{M_{REF}}\right]^2 + \left[\frac{\partial N_{K_{CPU}}}{\partial N_{K_{REF}}} \times u_{N_{K_{REF}}}\right]^2 + \left[\frac{\partial N_{K_{CPU}}}{\partial M_{CPU}} \times u_{M_{CPU}}\right]^2$$

**Equação 3:** Equação de propagação de incertezas para o MS

## *Cálculo dos Coeficientes de Sensibilidade*

$$C_1 = \frac{\partial N_{K_{CPU}}}{\partial M_{REF}} = \frac{N_{K_{REF}}}{M_{CPU}}$$

$$C_2 = \frac{\partial N_{K_{CPU}}}{\partial N_{K_{REF}}} = \frac{M_{REF}}{M_{CPU}}$$

$$C_3 = \frac{\partial N_{K_{CPU}}}{\partial M_{CPU}} = \frac{M_{REF} \times N_{K_{REF}}}{\left(M_{CPU}\right)^2}$$

Substituição dos coeficientes:

$$u_i^2\left(N_{K_{CPU}}\right) = \left[\frac{N_{K_{REF}}}{M_{CPU}} \times u_{M_{REF}}\right]^2 + \left[\frac{M_{REF}}{M_{CPU}} \times u_{N_{K_{REF}}}\right]^2 + \left[\frac{M_{REF} \times N_{K_{REF}}}{\left(M_{CPU}\right)^2} \times u_{M_{CPU}}\right]^2$$

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

***Resolução da Incerteza Padrão para o MS:***

| | | |
|---|---|---|
| **DADOS:** | $N_{K_{REF}}$ | 4,83E+05 |
| | $M_{REF}$ | 3,26E+01 |
| | $N_{K_{CPU}}$ | 4,73E+05 |
| | $M_{CPU}$ | 3,32E+01 |
| | $(M_{CPU})^2$ | 1,10E+03 |
| | $(u_{M_{REF}})^2$ | 4,17E-04 |
| | $(u_{N_{K_{REF}}})^2$ | 2,83E+07 |
| | $(u_{M_{REF}})^2$ | 4,47E-04 |

$$u_C^2\left(N_{K_{CPU}}\right)=\left[\frac{4,83E+05}{3,32E+01}\times u_{M_{REF}}\right]^2+\left[\frac{3,26E+01}{3,32E+01}\times u_{N_{K_{REF}}}\right]^2+\left[\frac{3,26E+01\times 4,83E+05}{(3,32E+01)^2}\times u_{M_{CPU}}\right]^2$$

$$u_C^2\left(N_{K_{CPU}}\right)=\left[(1,45E+04)^2\times 4,17E-04\right]+\left[(9,80E-01)^2\times 2,83E+07\right]+\left[(1,42E+04)^2\times 4,47E-04\right]=$$

$$u_C^2\left(N_{K_{CPU}}\right)=\left[2,11E+08\times 4,17E-04\right]+\left[9,60E-01\times 2,83E+07\right]+\left[2,03E+08\times 4,47E-04\right]=$$

$$u_C^2\left(N_{K_{CPU}}\right)=\left[8,80+04\right]+\left[2,72+07\right]+\left[9,06+04\right]=$$

$$u_C^2\left(N_{K_{CPU}}\right)=2,73E+07$$

$$u_C\left(N_{K_{CPU}}\right)=\sqrt{2,73E+07}$$

$$u_C\left(N_{K_{CPU}}\right)=5,23E+03\ Gy\cdot h^{-1}\cdot A^{-1}\ (1\ metro)$$

*Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade*

2.8. Cálculo do grau de liberdade ( $v_{eff}$ ).

Grau de liberdade é uma estimativa que quantifica a confiabilidade do resultado de uma medição.

A partir da equação 12 a seguir, podemos calcular o grau de libderdade para o Método da Substituição.

$$v_{eff} = \frac{u_C^4(y)}{\sum_i^N \frac{u^4(x_i)}{v_1}}$$

**Equação 14:** Equação do grau de liberdade

$v_i$ = n-1 para incertezas do Tipo A será obtida pelo número das leituras – 1.

Para as demais incertezas padrão, das quais não temos conhecimento sobre os graus de liberdade, deve-se adotar infinitos graus de liberdade ($v_i = \infty$)

Dados: Soma das incertezas do tipo A = 2,64E-09

Leituras: 5

n: 5-1 = 4

As componentes de incerteza que possuem grau de liberdade = ∞ não entram na equação pois $\frac{u^4}{\infty} = 0$

$$v_{eff} = \frac{(5,23E+03)^4}{\frac{(2,64E-02)^4}{4}}$$

$$v_{eff} = \frac{7,48E+14}{\frac{4,00E-09}{4}}$$

$$v_{eff} = \frac{7,48E+14}{1,00E-09}$$

$$\boxed{v_{eff} = 7,48E+23}$$

*Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade*

2.9. Fator de abrangência (K)

Valores de t-student para o nível de confiança de 95,45 %

| ν ou $\nu_{eff}$ | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| k | 13,97 | 4,53 | 3,31 | 2,87 | 2,65 | 2,52 | 2,43 | 2,37 | 2,32 | 2,28 |

| ν ou $\nu_{eff}$ | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 | 17 | 18 | 19 | 20 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| k | 2,25 | 2,23 | 2,21 | 2,20 | 2,18 | 2,17 | 2,16 | 2,15 | 2,14 | 2,13 |

| ν ou $\nu_{eff}$ | (...) | 25 | 30 | 35 | 40 | 45 | (...) | 50 | 100 | ∞ |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| k | - | 2,11 | 2,09 | 2,07 | 2,06 | 2,06 | - | 2,05 | 2,025 | 2,000 |

**Imagem 4:** Tabela de valores de t-student

Na tabela de coeficientes de Student para um nível de confiança 95,45% e $\nu_{eff}$ = 7,48E+23 fator de abrangência K=2,000

3.0. Cálculo da incerteza expandida (U)

$$U = u_c \times K$$

**Em Gy.h-1A-1 a 1 m**

$$U = 5,23E+03 \times 2,00$$

$$U = 10459,35\ Gy.h^{-1}A^{-1}\ a\ 1\ m$$

**Em porcentagem**

$$U\% = \frac{U \times 100}{N_{K_{CPU}}}$$

$$U\% = \frac{10459,35 \times 100}{4,728E+05}$$

$$\boxed{U = 2,2\ \%}$$

Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas.Reprodução proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade

**ANEXO E -** Comparação entre os métodos – conjuntos C2 e C3

Tabela 5 – Comparação entre os métodos – Conjuntos C2 e C3

| **C2** | | | |
|---|---|---|---|
| ANO | $NK_{(MMD)}$ $Gy.h^{-1}.A^{-1}$ | $NK_{(MS)}$ $Gy.h^{-1}.A^{-1}$ | DIF % |
| 2019 | 4,712 | 4,711 | 0,01 |
| 2020 | 4,714 | 4,733 | 0,41 |
| 2020 | 4,704 | 4,730 | 0,56 |
| 2023 | 4,728 | 4,730 | 0,04 |
| **C3** | | | |
| ANO | $NK_{(MMD)}$ $Gy.h^{-1}.A^{-1}$ | $NK_{(MS)}$ $Gy.h^{-1}.A^{-1}$ | DIF % |
| 2019 | 9,423 | 9,438 | 0,16 |
| 2019 | 9,407 | 9,416 | 0,10 |
| 2020 | 9,461 | 9,427 | 0,36 |
| 2020 | 9,389 | 9,437 | 0,51 |
| 2023 | 9,417 | 9,438 | 0,22 |

Fonte: Dados do LABMETRO, com modificação da autora.

**ANEXO F -** Comparação entre os métodos – usuários

Tabela 6 – Comparação entre os métodos – CI fabricada pela Standard Imaging

| Comparação entre os métodos de 2019 a 2021 | | | |
|---|---|---|---|
| **Usuário** | **$NK_{(MMD)}$** $Gy.h^{-1}.A^{-1}$ | **$NK_{(MS)}$** $Gy.h^{-1}.A^{-1}$ | **Dif %** |
| 1 | 4,598 | 4,596 | 0,04 |
| 2 | 5,10 | 5,024 | 0,28 |
| 3 | 5,016 | 5,032 | 0,31 |
| 4 | 5,014 | 5,028 | 0,29 |
| 5 | 4,576 | 4,582 | 0,14 |
| 6 | 4,567 | 4,580 | 0,27 |
| 7 | 4,607 | 4,621 | 0,30 |
| 8 | 4,622 | 4,607 | 0,33 |
| 9 | 4,600 | 4,585 | 0,32 |
| 10 | 4,628 | 4,613 | 0,32 |
| 11 | 4,522 | 4,583 | 1,34 |
| 12 | 4,619 | 4,594 | 0,55 |
| 13 | 4,620 | 4,602 | 0,40 |
| 14 | 4,628 | 4,646 | 0,38 |
| 15 | 4,590 | 4,608 | 0,40 |
| 16 | 4,582 | 4,603 | 0,47 |
| 17 | 4,597 | 4,619 | 0,47 |
| 18 | 4,619 | 4,637 | 0,40 |
| 19 | 4,598 | 4,621 | 0,51 |
| 20 | 4,594 | 4,607 | 0,29 |
| 21 | 4,631 | 4,644 | 0,27 |
| 22 | 4,516 | 4,582 | 1,46 |
| 23 | 4,603 | 4,674 | 1,55 |
| 24 | 4,570 | 4,631 | 1,35 |
| 25 | 4,608 | 4,594 | 0,31 |
| 26 | 4,615 | 4,603 | 0,26 |
| 27 | 4,621 | 4,609 | 0,26 |
| 28 | 4,573 | 4,569 | 0,09 |

| | | | |
|---|---|---|---|
| 29 | 4,612 | 4,611 | 0,01 |
| 30 | 4,632 | 4,624 | 0,18 |
| 31 | 4,589 | 4,577 | 0,26 |
| 32 | 4,637 | 4,616 | 0,46 |
| 33 | 4,634 | 4,608 | 0,55 |
| 34 | 5,052 | 5,027 | 0,49 |
| 35 | 4,688 | 4,677 | 0,23 |
| 36 | 4,551 | 4,544 | 0,15 |
| 37 | 5,010 | 5,011 | 0,02 |
| 38 | 5,015 | 5,015 | 0,01 |
| 39 | 4,559 | 4,550 | 0,20 |
| 40 | 4,558 | 4,542 | 0,35 |
| 41 | 4,571 | 4,554 | 0,37 |
| 42 | 4,567 | 4,551 | 0,34 |
| 43 | 4,558 | 4,541 | 0,38 |
| 44 | 4,595 | 4,601 | 0,13 |
| 45 | 4,560 | 4,565 | 0,10 |
| 46 | 4,598 | 4,605 | 0,16 |
| 47 | 4,588 | 4,592 | 0,08 |
| 48 | 4,600 | 4,543 | 1,25 |
| 49 | 4,622 | 4,564 | 1,26 |
| 50 | 4,612 | 4,556 | 1,21 |
| 51 | 4,650 | 4,605 | 0,97 |
| 52 | 4,610 | 4,545 | 1,14 |
| 53 | 4,591 | 4,527 | 1,40 |
| 54 | 4,600 | 4,535 | 1,41 |
| 55 | 4,586 | 4,575 | 0,25 |
| 56 | 4,575 | 4,563 | 0,26 |
| 57 | 4,580 | 4,568 | 0,25 |
| 58 | 4,545 | 4,539 | 0,13 |
| 59 | 4,578 | 4,568 | 0,23 |
| 60 | 5,017 | 5,072 | 1,09 |
| 61 | 4,598 | 4,643 | 0,98 |

| | | | |
|---|---|---|---|
| 62 | 4,617 | 4,666 | 1,07 |
| 63 | 4,585 | 4,559 | 0,57 |
| 64 | 4,633 | 4,605 | 0,61 |
| 65 | 4,599 | 4,569 | 0,64 |
| 66 | 4,600 | 4,565 | 0,76 |
| 67 | 4,582 | 4,547 | 0,77 |
| 68 | 4,630 | 4,594 | 0,77 |
| 69 | 4,589 | 4,556 | 0,71 |
| 70 | 4,588 | 4,557 | 0,67 |

Fonte: Dados do LABMETRO, com modificação da autora.

Tabela 7 – Comparação entre os métodos – CI fabricada pela PTW

| Comparação entre os métodos de 2019 a 2021 | | | |
|---|---|---|---|
| **Usuário** | $\mathbf{N_{K(MMD)}}$ $Gy.h^{-1}.A^{-1}$ | $\mathbf{N_{K(MS)}}$ $Gy.h^{-1}.A^{-1}$ | **Dif %** |
| 1 | 9,498 | 9,503 | 0,05 |
| 2 | 9,627 | 9,646 | 0,19 |
| 3 | 9,476 | 9,439 | 0,39 |
| 4 | 9,670 | 9,636 | 0,35 |
| 5 | 9,720 | 9,694 | 0,26 |
| 6 | 9,118 | 9,257 | 1,52 |
| 7 | 9,379 | 9,345 | 0,36 |
| 8 | 9,289 | 9,324 | 0,38 |
| 9 | 9,359 | 9,379 | 0,22 |
| 10 | 9,355 | 9,496 | 1,50 |
| 11 | 9,592 | 9,738 | 1,56 |
| 12 | 9,294 | 9,346 | 0,56 |
| 13 | 9,502 | 9,643 | 1,49 |
| 14 | 9,577 | 9,726 | 1,56 |
| 15 | 9,502 | 9,651 | 1,57 |
| 16 | 9,575 | 9,709 | 1,40 |
| 17 | 9,509 | 9,644 | 1,42 |
| 18 | 9,287 | 9,418 | 1,41 |
| 19 | 9,482 | 9,490 | 0,09 |

| | | | |
|---|---|---|---|
| 20 | 9,705 | 9,718 | 0,14 |
| 21 | 9,612 | 9,626 | 0,15 |
| 22 | 9,673 | 9,656 | 0,18 |
| 23 | 9,715 | 9,673 | 0,44 |
| 24 | 9,666 | 9,621 | 0,47 |
| 25 | 9,724 | 9,607 | 1,20 |
| 26 | 9,442 | 9,395 | 0,49 |
| 27 | 9,664 | 9,621 | 0,44 |
| 28 | 9,387 | 9,343 | 0,47 |
| 29 | 9,681 | 9,671 [1] | 0,11 |
| 30 | 9,426 | 9,412 | 0,15 |
| 31 | 9,672 | 9,729 | 0,58 |
| 32 | 9,575 | 9,577 | 0,02 |
| 33 | 9,324 | 9,323 | 0,01 |
| 34 | 9,593 | 9,567 | 0,27 |
| 35 | 9,331 | 9,301 | 0,32 |
| 36 | 9,635 | 9,643 | 0,08 |
| 37 | 9,371 | 9,257 | 1,22 |
| 38 | 9,547 | 9,443 | 1,23 |
| 39 | 9,388 | 9,293 | 1,01 |
| 40 | 9,424 | 9,301 | 1,30 |
| 41 | 9,539 | 9,530 | 0,10 |
| 42 | 9,192 | 9,169 | 0,25 |
| 43 | 9,597 | 9,531 | 0,69 |
| 44 | 9,573 | 9,511 | 0,65 |

Fonte: Dados do LABMETRO, com modificação da autora.

**ANEXO G -** Comparação entre os métodos – usuários

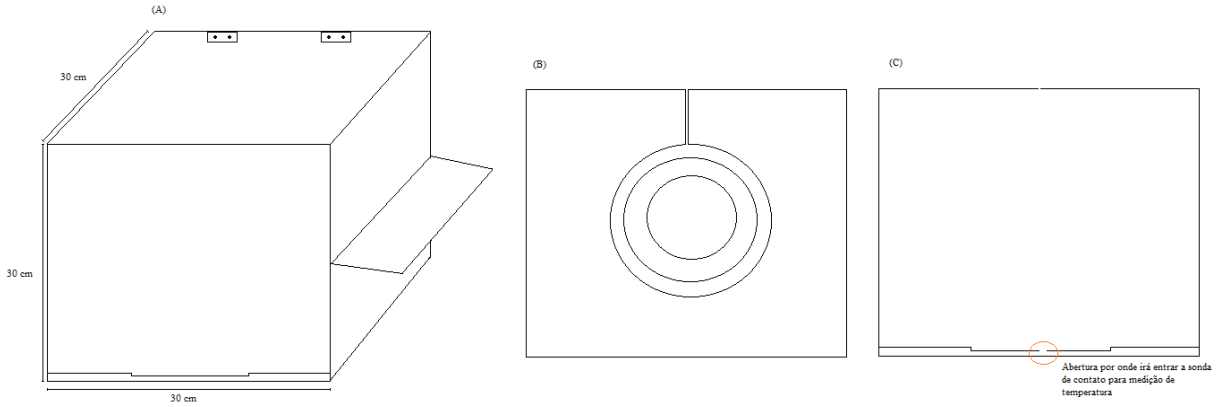
Tabela 8 – Comparação entre os métodos – Usuário 1 ao 4

| **Usuário 1** | | | |
|---|---|---|---|
| ANO | $NK_{(MMD)}$ $Gy.h^{-1}.A^{-1}$ | $NK_{(MS)}$ $Gy.h^{-1}.A^{-1}$ | DIF % |
| 2017 | 5,092 | 5,107 | 0,29 |
| 2019 | 5,010 | 5,020 | 0,19 |
| 2021 | 5,010 | 5,012 | 0,03 |
| 2023 | 5,044 | 5,046 | 0,04 |
| **Usuário 2** | | | |
| ANO | $NK_{(MMD)}$ | $NK_{(MS)}$ | DIF % |
| 2017 | 5,100 | 5,114 | 0,28 |
| 2019 | 5,016 | 5,028 | 0,25 |
| 2021 | 5,015 | 5,018 | 0,07 |
| 2023 | 5,044 | 5,051 | 0,14 |
| **Usuário 3** | | | |
| ANO | $NK_{(MMD)}$ | $NK_{(MS)}$ | DIF % |
| 2017 | 4,659 | 4,663 | 0,08 |
| 2019 | 4,607 | 4,618 | 0,25 |
| 2023 | 4,627 | 4,631 | 0,09 |
| **Usuário 4** | | | |
| ANO | $NK_{(MMD)}$ | $NK_{(MS)}$ | DIF % |
| 2016 | 4,610 | 4,610 | 0,01 |
| 2018 | 4,743 | 4,681 | 1,30 |
| 2022 | 4,584 | 4,561 | 0,51 |

Fonte: Dados do LABMETRO, com modificação da autora.

**ANEXO H –** Projeto da caixa de acrílico

Figura 18 – Suporte de controle da qualidade – Acrílico. (A) – visão frontal, (B) visão superior de dentro da caixa. (C) Visão traseira - Abertura na parte de trás por onde será introduzida a sonda de contato.




Fonte: Projeto da autora.

**ANEXO I –** Procedimento – método da substituição – controle da qualidade e calibração

| | | |
|---|---|---|
| Laboratório de Ciências Radiológicas LABMEIRO | **LABMETRO-PT-037** | Emissão 22/04/2023 |
| | | Revisão: 00 |
| | | Página: 1/9 |

***Método da Substituição – Controle da Qualidade e Calibração dos Conjuntos Dosimétricos***

| CONTROLE DE ELABORAÇÃO, REVISÃO E APROVAÇÃO | | |
|---|---|---|
| **Elaboração** | **Revisão** | **Aprovação** |
| Vanessa Mondaini de Castro | Sandro Passos | |

*Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas. Reprodução externa proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade .*

**Sumário**


*1. Objetivo*

*2. Campo de Aplicação*

*3. Documentos de referência e complementares*

*4. Definições, terminologia e siglas*

*5. Equipamentos e materiais de consumo*

*6. Procedimento*

*7. Alterações*


*Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas. Reprodução externa proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade.*

## 1. Objetivo

Descrever o método de controle da qualidade e da calibração em fonte de $^{192}$Ir de alta taxa de dose dos Conjuntos Dosimétricos através do Método da Substituição.

## 2. Campo de Aplicação

Este documento destina-se ao Laboratório de Metrologia (LABMETRO) do Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR), funcionando como um guia para a instrumentação, procedimentos e instruções de trabalho necessárias para a realização de testes, verificação e calibração de câmaras de ionização tipo poço, utilizadas em braquiterapia com fonte de $^{192}$Ir de alta taxa de dose, os quais incluem, o Conjunto de Referências e os Conjuntos secundários pertencentes ao LABMETRO/ LCR, assim como o Conjunto Dosimétrico dos Usuários.

## 3. Documentos de referência e complementares

LABMETRO-PT-036: "Validação da incerteza de medição";

LABMETRO-DQ-134: Testes para câmara poço;

LABMETRO-DQ-122: Checagem Intermediária CI 041;

LABMETRO-DQ-283: Planilha de calibração através do Método da Substituição;

LABMETRO-DQ-033: Agendamento de calibração;

LABMETRO-PA-010: Recebimento de item para calibração;

LABMETRO-DQ-199: Instrução para confecção de certificado de calibração e relatório técnico para câmaras de ionização do tipo poço;

LABMETRO-DQ-157: Modelo de certificado de calibração para câmaras de ionização do tipo poço;

LABMETRO-PT-008: Emissão e aprovação de certificados de calibração e relatórios técnicos.

*Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas. Reprodução externa proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade.*

**4. Definições, terminologia e siglas**

- LABMETRO: Laboratório de Metrologia;
- LCR: Laboratório de Ciências Radiológicas;
- PT: Procedimento técnico;
- DQ: Documento da qualidade
- *Padrão de referência:* Padrão de medição estabelecido para a calibração de outros padrões de grandezas da mesma natureza numa dada organização ou num dado local;
- *Fator de calibração de um conjunto dosimétrico do usuário ($N_{K_{CPU}}$):* É o fator obtido pela divisão da média corrigida do conjunto de referência, $M_{REF}$, e a média corrigida do conjunto do usuário, $M_{CPU}$, multiplicado pelo $N_{K_{REF}}$ do conjunto dosimétrico de referência. determinado por meio da expressão abaixo:

$$N_{K_{CPU}} = \frac{M_{REF}}{M_{CPU}} \cdot N_{K_{REF}} \qquad (1)$$

- *Fator de correção para a densidade do ar ($k_{PT}$):* Todas as medições efetuadas com uma câmara de ionização não selada devem ser corrigidas para as condições ambientais de referência, utilizando a expressão:

$$k_{PT} = \frac{(273{,}15+T)}{(273{,}15+T_0)} \cdot \frac{(P_0)}{(P)} \qquad (2)$$

onde T(°C) é a temperatura do ar no momento da calibração, $T_0$ é a temperatura de referência (20°C), P(hPa) é a pressão atmosférica no momento da calibração e $P_0$ é a pressão do ar de referência (1013,25 hPa).

- *Fator de correção para a recombinação iônica:* Todas as medições efetuadas com uma câmara de ionização que contém um gás, por exemplo, como o ar, devem ser corrigidas para a recombinação iônica, utilizando a expressão:

*Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas. Reprodução externa proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade.*

$$k_S = A_{wn}^{-1} = \frac{3}{4 - Q_1/Q_2} \tag{3}$$

onde $Q_1$ é a carga coletada quando a câmara é polarizada com uma tensão P e $Q_2$ é a carga coletada quando a câmara é polarizada com uma tensão P/2.

- *Fator de correção para o efeito de polaridade:* Quando a polarização da parede de uma câmara de ionização em relação ao eletrodo central é invertida, a diferença do número de cargas produzido na cavidade pode ser significativa e deve ser levada em consideração. Esse efeito polaridade pode ocorrer devido a distorção nas linhas de campo entre os eletrodos ou pela frenagem de alguns elétrons primários, pelo eletrodo central. Assim a carga coletada deve ser corrigida para o efeito da polaridade, utilizando a expressão:

$$k_S = \frac{|M_+ + M_-|}{2|M|} \tag{4}$$

Onde: $M_+$ é a carga coletada quando a câmara é polarizada positivamente;

$M_-$ é a carga coletada quando a câmara é polarizada negativamente;

M é a carga coletada com a polarização utilizada na calibração.

- *Rastreabilidade*: Propriedade do resultado de uma medição ou do valor de um padrão estar relacionado a referências estabelecidas, geralmente padrões nacionais ou internacionais, através de uma cadeia ininterrupta de comparações, todas tendo incertezas estabelecidas.
- *Repetibilidade:* é a condição de medição num conjunto de condições, as quais incluiem o mesmo procedimento de medição, os mesmos operadores, o mesmo sistema de medição, as mesmas condições de operação e o mesmo local, assim como medições no mesmo objeto ou em objetos similares durante um curto período de tempo.
- *Reprodutibilidade:* Grau de concordância entre os resultados das medições de um mesmo mensurando, efetuadas sob condições variadas de medição. Para que uma expressão da reprodutibilidade seja válida, é necessário que sejam especificadas as condições alteradas; entre

*Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas. Reprodução externa proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade.*

essas podem incluir: princípio de medição, método de medição, observador, instrumento de medição, padrão de referência, local, condições de utilização e tempo.

- *Calibração:* Conjunto de operações que estabelece, sob condições especificadas, a relação entre os valores indicados por um instrumento de medição ou sistema de medição ou valores representados por uma medida materializada ou um material de referência, e os valores correspondentes das grandezas estabelecidos por padrões.

**5. Equipamentos e materiais de consumo**

- Computador;
- Termômetro e Barômetro;
- Conjunto Dosimétrico Padrão de Referência: *Câmara de Ionização do Tipo Poço*, fabricante Standard Imaging, modelo HDR 1000 Plus, número de série A+950681, identificação interna LABMETRO-CI-041 e *Eletrômetro*, fabricante PTW, modelo Unidos E, número de série 80214, identificação interna LABMETRO-EL-028;
- Conjunto Dosimétrico do Usuário;
- Fonte teste de $^{137}Cs$: atividade de 1,1 GBq, identificação interna, LABMETRO-FO-107;
- Pinça
- Equipamento de braquiterapia de alta taxa de dose com fonte de $^{192}Ir$;
- Cateter endobrônquico.

**6. Procedimento de Controle da Qualidade para o Conjunto Dosimétrico Padrão de Referência**

6.1 O Conjunto Dosimétrico de Referência deve ser acondicionado em dissecador disposto na sala de irradiação gama. Esse conjunto deve ser retirado do dissecador apenas para os testes de controle da qualidade e calibração dos Conjuntos dos Usuários. Após, retorná-los imediatamente para o dissecador.

6.2 O teste de controle da qualidade deve ser feito a cada mês devido ser um Conjunto de referência de acordo com a norma ABNT NBR IEC 60731. Tendo seus limites de referência entre ± 0,5 %. A planilha de Checagem Intermediária é a Planilha LABMETRO-DQ-122.

*Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas. Reprodução externa proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade.*

6.3 Para aprimorar o controle e reduzir as flutuações da temperatura do ambiente, a câmara de ionização do tipo poço será colocada dentro de uma caixa em acrílico de 30 x 30 x 30 $cm^3$

6.4 O sensor que medirá a temperatura, deve ser posicionado de maneira que toque a parte inferior da câmara tipo poço e conectado a extensão USB até o computador de trabalho. Verificar se o barômetro está ligado, caso não esteja, ligá-lo. Os valores de temperatura e pressão devem ser anotados para cada medida coletada.

6.5 A câmara deve ser posicionada e conectada ao cabo de extensão que se ligará ao eletrômetro desligado. Após toda conexão, o eletrômetro deve ser ligado e aplicada a tensão de + 300 V conforme certificado de calibração.

6.6 O Conjunto Dosimétrico deve ficar estabilizando por mais de duas horas antes do início das medidas.

6.7 Após estabilização, o eletrômetro deve ser zerado para garantir que não tenha nenhum tipo de carga acumulada em seu circuito.

6.8 Após o processo de zerar o eletrômetro ser finalizado, a fonte teste de $^{137}Cs$ deve ser posicionada dentro do inserto de modo que os furos que a fonte possui, devam ficar posicionados para baixo.

6.9 Após a fonte ser colocada no inserto, deve-se fazer o teste de corrente de fuga. De acordo com norma ABNT NBR IEC 60731, deve-se iniciar a leitura por um tempo estabelecido de irradiação (aproximadamente 60 segundos), retirar a fonte de dentro da câmara do Tipo Poço, anotar o valor da carga inicial coletada, esperar por 10 minutos e após isso, anotar o valor da carga final. A razão entre esses valores não pode ser maior que ± 0,5 % da carga inicial. Caso não passe no teste, o Conjunto deve ficar estabilizando por mais tempo e repetir o processo. Se mesmo assim não passar, o Conjunto deve ser observado para saber onde se encontra a fuga, câmara Tipo Poço, cabo de conexão ou eletrômetro, e o RT deve ser comunicado para que tome as devidas providências.

6.10 Após teste de corrente de fuga, retornar com a fonte para dentro do inserto da câmara Tipo Poço. Setar o tempo de 60 segundos no eletrômetro e fazer 10 leituras anotando temperatura e pressão para cada uma delas.

6.11 Após a aquisição das leituras, o RT deverá analisar os resultados obtidos.

**7. Procedimento de Calibração do Conjunto Dosimétrico do Usuário**

7.1 O recebimento e manuseio do Conjunto Dosimétrico do Usuário (câmara de ionização tipo poço, eletrômetro, cabo de alimentação, cabo de extensão para conectar a câmara ao eletrômetro, inserto para fonte de $^{192}Ir$) são efetuados conforme da procedimento LABMETRO-PA-010.

*Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas. Reprodução externa proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade.*

7.2 Após toda identificação dos componentes do Usuário, as câmaras do Tipo Poço são acondicionadas em dissecador por cerca de três a sete dias para retirar umidade que tenha adquirido em decorrência do transporte.

7.3 Testes de funcionamento e desempenho do instrumento de medição do usuário deverão ser realizados conforme o documento LABMETRO-DQ-134 (*Testes câmara poço*)

7.4 Apenas após passar nos testes o Conjunto Dosimétrico do Usuário estará liberado para calibração. Caso não passe em algum teste, o cliente deverá ser prontamente comunicado sobre a impossibilidade de calibração de seu instrumento.

7.5 Quando o teste de funcionamento do Conjunto do Usuário estiver dentro do esperado, o Conjunto está pronto para ser levado ao Hospital para ser efetuada a calibração.

7.6 Os Conjuntos são conectados, tensão aplicada e devem ficar estabilizando por cerca de no mínimo uma hora. Após esse tempo, deve-se fazer o teste de corrente de fuga. Caso os Conjuntos não passem, voltam ao LABMETRO e são acondicionados novamente no dissecador, se passarem, podemos continuar.

7.7 A planilha de calibração utilizada para a calibração dos Conjuntos Dosimétricos dos Usuários é a Planilha LABMETRO-DQ-283.

7.8 Posicionar o Conjunto de Referência, com cateter endobrônquico inserido no inserto da Câmara Tipo Poço.

7.9 Fazer uma varredura, onde será identificado qual o ponto de máxima intensidade da Câmara do Tipo Poço. Esse processo é feito com a fonte percorrendo um trecho já determinado do cateter utilizado para cada sistema de calibração. Esse trecho já é determinado, devido ao conhecimento do ponto sensível da Câmara de acordo com seu fabricante. Após a fonte percorrer cada trecho do cateter, é obtido seu ponto de máxima intensidade.

7.10 Anotar na planilha o horário de inicio das leituras. Anotar a temperatura e pressão iniciais, com o ponto de máximo fixado no software.

7.11 Fixar no software o ponto de máxima intensidade, expor a fonte, coletar cinco medidas em + 300 V, coletar cinco medidas em + 150 V e coletar cinco medidas em - 300 V.

7.12 Anotar temperatura e pressão finais.

7.13 Após toda a aquisição de medidas com o Conjunto de Referência, pode-se então repetir todo o processo para o Conjunto do Usuário.

7.14 As análises de dados serão feitas no LCR com a equipe do serviço.

*Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas. Reprodução externa proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade.*

**8. Determinação do Fator de Calibração**

Deverão ser seguidas rigorosamente as instruções de trabalho deste procedimento. O fator de calibração do Conjunto Dosimétrico em termos da grandeza taxa de kerma no ar de referência é determinado utilizando-se a Eq. (1).

**9. Determinação da incerteza associada ao fator de calibração do Conjunto Dosimétrico em fonte de $^{192}$Ir de alta taxa de dose**

A determinação da incerteza associada do fator de calibração do Conjunto Dosimétrico calibrado em fonte de $^{192}$Ir de alta taxa de dose, está em aba oculta na planilha de calibração. Nessa planilha o cálculo da incerteza será realizado por meio das componentes de incerteza avaliadas para o Conjunto de Referência e Conjunto do Usuário.

**10. Confecção e emissão do certificado de calibração do Conjunto Dosimétrico calibrado em fonte de $^{192}$Ir de alta taxa de dose**

Para confeccionar e emitir o certificado de calibração/relatório técnico de um Conjunto Dosimétrico calibrado em fonte de $^{192}$Ir de alta taxa de dose deve-se seguir as orientações definidas no LABMETRO-PT-008, LABMETRO-DQ-157 e LABMETRO-DQ-199.

*Documento de propriedade do Laboratório de Ciências Radiológicas. Reprodução externa proibida sem autorização formal de seu Gerente da Qualidade.*

# **ANEXO J –** Planilha de calibração

| | CALIBRAÇÃO DE CONJUNTO DOSIMÉTRICO COM FONTE DE 192Ir ATRAVÉS DO MÉTODO DA SUBSTITUIÇÃO | Documento: LABMETRO-DQ-283 | |
|---|---|---|---|
| LCR Laboratório de Ciências Radiológicas | | Emissão: 22/04/2023 | Análise Crítica: |
| | | Responsável: Vanessa Mondaini | |
| | | Revisão: 00 | Página: 1 / 1 |

**1. Dados da Calibração do Conjunto Dosimétrico Padrão de Referência pelo MSD :**

Fonte: $^{192}$Ir  Fabricante:  Modelo:  Atividade:

| | | $u_i$ |
|---|---|---|
| $K_{R,fabr}$ | | |

Data $K_R$

Conjunto Dosimétrico (Câmara Tipo Dedal + eletrômetro)
Câmara Tipo Dedal: PTW TN30010 s/n 0350
Eletrômetro: PTW Unidos E - T1008-80214

| Laboratório de Calibração | Data calibração | $N_{K(cert)}$ $^{60}$C | $u_i$ |
|---|---|---|---|
| LNMRI/ IRD/ CNEN | | | |
| | Data calibração | $N_{K(cert)}$ - RX | $u_i$ |
| | | | |

| | | $u_i$ |
|---|---|---|
| $K_{R,dedal}$ | | |

Data $K_R$  $K_R$ corrigido #REF! $Gy.h^{-1}$ a 1 m

**2. Características do Conjunto Dosimétrico Padrão de Referência :**

Câmara Tipo Poço: Standard Imaging - HDR 1000Plus - SN: A+950681
Eletrômetro: PTW Unidos E - T1008-80214

$N_{K(cert\,fabricante)}$  $Gy.m^2.h^{-1}A^{-1}$  $u_i$ 2,5 %

| Laboratório de Calibração | Data calibração | $N_{K(cert)}$ | |
|---|---|---|---|
| LABMETRO/ LCR/ DCR/ UERJ | | | $Gy.m^2.h^{-1}A^{-1}$ |

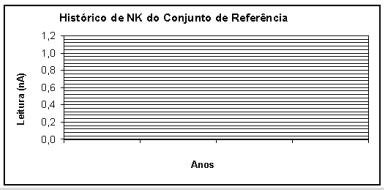
$M_{REF} = [M_{100V} * k_{PT} * k_s * k_{pol} * k_{ele}]$ 0,000E+00 $Gy.h^{-1}A^{-1}$ a 1 m

**2. Dados do Conjunto Dosimétrico do Usuário:**

Câmara Tipo Poço:
Eletrômetro:

$N_{K(cert\,fabricante)}$  $Gy.m^2.h^{-1}A^{-1}$  T (calib)  °C

| Laboratório de Calibração | Data Calibração | $N_{K(cert)}$ | |
|---|---|---|---|
| | | | $Gy.m^2.h^{-1}A^{-1}$ |
| | | | $Gy.m^2.h^{-1}A^{-1}$ |
| | | | $Gy.m^2.h^{-1}A^{-1}$ |
| | | | $Gy.m^2.h^{-1}A^{-1}$ |
| | | | $Gy.m^2.h^{-1}A^{-1}$ |




**3. Determinação da corrente de fuga do instrumento de medição:**

| Tensão (V) | L1 (nC) | L2 (nC) | Dt (s) | Razão (nA) | Medição (nA) | Condição |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 300 | 0,0 | 0,0 | 300 | 0,00E+00 | 300,000 | OK |

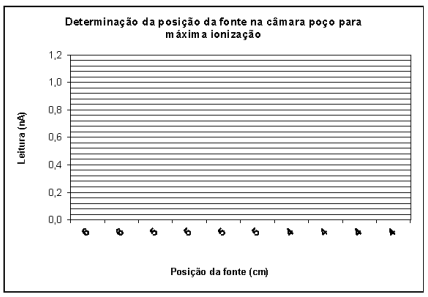
**4. Determinação da posição da fonte na câmara poço para máxima ionização:**

| Tam. Cateter (cm) |
|---|
| 0,0 |

| Pos. inicial (cm) |
|---|
| 0,0 |

| Passo (cm) |
|---|
| 0,25 |

| Posição Cateter (paradas) | Dist. Fundo Câmara (cm) | Ponto do Software (ELEKTA) | Leitura (nA) |
|---|---|---|---|
| 144,25 | 5,75 | 24 | |
| 144,5 | 5,50 | 23 | |
| 144,75 | 5,25 | 22 | |
| 145 | 5,00 | 21 | |
| 145,25 | 4,75 | 20 | |
| 145,5 | 4,50 | 19 | |
| 145,75 | 4,25 | 18 | |
| 146 | 4,00 | 17 | |
| 146,25 | 3,75 | 16 | |
| 146,5 | 3,50 | 15 | |
| Máximo | #N/D | cm | |




**5. Medições com a câmara poço, na posição de máxima ionização:**

Data da Calibração

Duração de parada da fonte ($t_{par}$) 1 s  $k_{Ie}$ (nC/uc) 1,000  Escala 1,0E-09

| $T_0$ (°C) | $T_1$ (°C) | $T_2$ (°C) | T (°C) | Rh (%) |
|---|---|---|---|---|
| 20,00 | | | #DIV/0! | |

| $P_0$ (kPa) | $P_1$ (kPa) | $P_2$ (kPa) | P (kPa) | $k_{PT}$ |
|---|---|---|---|---|
| 101,325 | | | #DIV/0! | #DIV/0! |

Medições

| Pol. (V) | 300 | 150 | -300 |
|---|---|---|---|
| M1 | | | |
| M2 | | | |
| M3 | | | |
| M4 | | | |
| M5 | | | |
| $k_{PT}$ Média | #DIV/0! | #DIV/0! | #DIV/0! |

| $k_S = 3/(4 - M_{U1}/M_{U2})$ | $k_{pol} = [\ \|M(V-)\|+\|M(V+)\|\ ] / 2\|M(V-)\|$ | | | |
|---|---|---|---|---|
| #DIV/0! | #DIV/0! | **DP** | #DIV/0! | #DIV/0! | #DIV/0! |
| | | **DP(%)** | #DIV/0! | #DIV/0! | #DIV/0! |

**6. Resultado da calibração:**

$M_{CORR} = [M_{380V} * k_{PT} * k_s * k_{pol+hab}]$

**#DIV/0!** $Gy.h^{-1}A^{-1}$ a 1 m

| Desvio [$Nk(Fab_y/Nk$] | Desvio [$Nk_{Calibrary}/NK$] |
|---|---|
| **#REF!** | **#REF!** |

$N_K = [K_R * t_{par}] / [M_{médio} * k_{alc} * k_{PT} * k_s * k_{pol}]$

**#REF!** $Gy.h^{-1}A^{-1}$ a 1 m

**7. Resumo da Incerteza**

| | |
|---|---|
| ***uc*** = | *#REF!* |
| ***k*** = | *2,00* |
| ***U*** = | *#REF!* |

**ANEXO K** – Resumo do trabalho apresentado ao congresso de física médica – 2023

XXVII CBFM – São Pedro

**Implantação do Método da Substituição para Calibração de Câmaras de Ionização do Tipo Poço**

**Castro, V. M.**[1]; Alves, C. F. E.[1]; Marechal, M. H. H.[1]; Cruz, M. A. C.[1]; Magalhães, L. A. G.[1], Leite, S. P.[1]

Departamento de Ciências Radiológicas – Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Contato: vanessa_mondaini@yahoo.com.br

**Introdução:** O Laboratório de Ciências Radiológicas da UERJ é o único na América Latina que realiza o serviço de calibração de câmaras de ionização do tipo poço (TP), utilizadas pelo usuário para determinação da taxa de Kerma no ar (TK) de fontes de $^{192}Ir$ de alta taxa de dose. O valor do coeficiente de calibração ($N_K$) do conjunto dosimétrico (CD) do usuário é determinado por meio da TK obtida por uma câmara do tipo dedal de referência. Atualmente, essa TK é determinada aplicando-se o método das sete distâncias (MSD), que dura entre duas a seis horas, dependendo da atividade da fonte. Caso essa atividade esteja abaixo de 6 Ci, a determinação da TK pode se tornar inviável. Já a calibração por meio do método da substituição (MS) tem a vantagem de não depender, durante a calibração do CD do usuário, da determinação da TK, apenas do coeficiente de calibração da câmara de referência. O objetivo desse trabalho é implantar o MS na calibração das câmaras TP e otimizar o tempo despendido nas calibrações.

**Materiais e Métodos:** Foi analisada a estabilidade de três CD utilizados no controle da qualidade da calibração de câmaras TP. A partir desta análise, foi definido como CD de referência, para o MS, o CD que apresentou melhor estabilidade de longo prazo. O MS foi aplicado em 121 calibrações, compostas de câmaras fabricadas pela PTW e Standard Imaging. Os resultados obtidos foram comparados com o MSD utilizado atualmente.

**Resultados e Discussões:** Foi definido como referência a câmara TP, fabricante Standard Imaging, mod. HDR1000Plus s/n A+950681, e eletrômetro, fabricante PTW, mod. Unidos E s/n 80214. Foram obtidos resultados satisfatórios na comparação entre o método atual e o proposto. O intervalo de variação entre eles ficou entre 0,01% e 1,6%.

**Conclusões:** Os resultados obtidos através do MS são coerentes com os obtidos pelo MSD. Sendo assim, o MS se apresenta como uma alternativa para a calibração dos CD. A implantação do MS permitirá otimizar o tempo despendido nas calibrações, mantendo as incertezas dentro dos limites normativos.

**ANEXO L** – Resumo do trabalho submetido ao congresso de metrologia das radiações ionizantes – 2023

# Implantação do Método da Substituição para Calibração de Câmaras de Ionização do Tipo Poço

# Implementation of the Substitution Method for Calibrating Well-Type Ionization Chambers

**V M Castro1[1], C F E Alves2[1] , M H H Marechal3[1], M A C Cruz4[1], L A G Magalhães5[1] and S P Leite6[1, 2]**

[1] Laboratório de Ciências Radiológicas, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 20550-900, Brasil.
2 Fundação Técnico Educacional Souza Marques, Rio de Janeiro, 21310-310, Brasil.

vanessa_mondaini@yahoo.com.br

**Resumo.** O Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR) da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ) é o único no Brasil que realiza o serviço de calibração de câmaras de ionização do tipo poço, utilizadas pelo usuário para determinação da taxa de kerma no ar ($K_R$) de fontes de $^{192}$Ir de braquiterapia de alta taxa de dose. O valor do coeficiente de calibração (NK) do conjunto dosimétrico do usuário é determinado por meio do $K_R$ obtido por uma câmara farmer utilizando o Método das Múltiplas Distâncias (MMD). A determinação do $K_R$ da fonte por esse método pode durar de quatro a seis horas, dependendo da atividade da fonte. Caso essa atividade esteja abaixo de 222 GBq (6 Ci), a determinação do $K_R$ pode se tornar inviável. Este trabalho apresenta o estudo realizado para implantar no LCR o Método da Substituição (MS). A calibração por meio do MS tem a vantagem de não depender da determinação do $K_R$ para a fonte utilizada na calibração, apenas do coeficiente de calibração do conjunto dosimétrico de referência. Através do MS, os conjuntos dosimétricos dos usuários serão calibrados em comparação a um conjunto dosimétrico de referência que foi definido a partir do histórico de estabilidades que os conjuntos dosimétricos do LCR possuem. A partir da escolha dessa câmara de referência, foi possível avaliar as componentes de incertezas baseadas da equação funcional do MS. As incertezas avaliadas para o $N_K$ do conjunto dosimétrico do usuário obtido por meio do MS, foi de ± 2,6 %, k=2. Esse valor encontrado para o MS está compatível com a incerteza do Método utilizado atualmente. Além da incerteza que mostra a viabilidade da aplicação do método, foram feitos três testes para aplicação do MS em dados de calibrações dispostas no banco de dados do LCR. Todos os testes realizados, tiveram o objetivo de verificar a diferença entre os $N_K$ obtido por meio do MMD e o $N_K$ determinado a partir do MS. A maior diferença encontrada nos testes foi de 1,57 %. Isso mostra que os resultados do MS são equivalentes aqueles obtidos pelo MMD, considerando o intervalo de incerteza estimado para ambos os métodos. Com os resultados obtidos neste trabalho, pode-se afirmar que MS pode ser utilizado no processo de calibração de conjuntos dosimétricos utilizados para determinação da taxa de kerma no ar de fontes de $^{192}$Ir de alta taxa de dose.

**Abstrat**. The Laboratory of Radiological Sciences (LCR) of the State University of Rio de Janeiro (UERJ) is the only one in Brazil that performs the calibration service of well-type ionization chambers, used by the user to determine the air kerma rate ($K_R$) from high dose rate brachytherapy $^{192}$Ir sources. The value of the calibration coefficient ($N_K$) of the user's dosimetry set is determined by means of the $K_R$ obtained by a farmer camera using the Multiple Distance Method (MMD). Determining the $K_R$ of the source by this method can take from four to six hours, depending on the activity of the source. If this activity is below 222 GBq (6 Ci), the $K_R$ determination may become unfeasible. This paper presents the study carried out to implement the Substitution Method (MS) in the LCR. Calibration using MS has the advantage of not depending on the $K_R$ determination for the source used in the calibration, only on the calibration coefficient of the Reference dosimetry set. Through the MS, the users' dosimetry sets will be calibrated in comparison to a reference dosimetry set that was defined based on the history of stability that the LCR dosimetry sets have. From the choice of this reference chamber, it was possible to evaluate the uncertainty components based on the MS functional equation. The uncertainties evaluated for the $N_K$ of the user's dosimetric set obtained through the MS, was ± 2.6 %, k=2. This value found for MS is compatible with the uncertainty of the currently used method. In addition to the uncertainty that shows the feasibility of applying the method, three tests were performed to apply the MS to calibration data arranged in the LCR database. All the tests carried out had the objective of verifying the difference between the $N_K$ obtained through the MMD and the $N_K$ determined from the MS. The biggest difference found in the tests was 1.57 %. This shows that the MS results are equivalent to those obtained by the MMD, considering the uncertainty range estimated for both methods. With the results obtained in this work, it can be stated that MS can be used in the calibration process of dosimetric sets used to determine the air kerma rate of high dose rate $^{192}$Ir sources.

## 1. Introdução

A radioterapia é uma modalidade de tratamento que utiliza radiações ionizantes, como raios-X ou fontes radioisotópicas, para eliminar as células cancerosas ou impedir sua multiplicação [8].

Pacientes com câncer quando submetidos à radioterapia, podem resultar em uma resposta positiva, com o desaparecimento do tumor e a cura da doença. Entretanto se a cura não for possível, a radioterapia pode contribuir para melhorar a qualidade de vida dos pacientes. O tratamento radioterápico pode reduzir o tamanho do tumor, aliviar a pressão, diminuir hemorragias, dores e outros sintomas, proporcionando um alívio significativo para os pacientes. Em alguns casos, a radioterapia pode ser usada em conjunto com a quimioterapia, que utiliza medicamentos específicos contra o câncer. Isso vai depender do tipo de tumor e da escolha do tratamento ideal para superar a doença [8].

De acordo com a localização do tumor, a radioterapia pode ser feita de duas formas: teleterapia (radioterapia externa) ou braquiterapia (intracavitária, intralumial ou intersticial).

A teleterapia, consiste na irradiação de um determinado volume alvo (tumor) com um feixe de radiação externo (a dada distância) geralmente de raios X ou de elétrons de alta energia produzidos por um acelerador linear, com aplicações, geralmente, diárias.

A braquiterapia é a aplicação direta de uma fonte de radiação no tecido ou órgão que necessita de tratamento. Essa fonte de radiação é, geralmente, um pequeno objeto radioativo que é inserido no tecido alvo ou próximo a ele.

As fontes de braquiterapia com alta taxa de dose utilizadas no Brasil, são as de $^{192}$Ir (irídio), que substituíram as fontes de $^{137}$Cs (césio). Equipamentos mais novos estão trazendo a alternativa do uso de $^{60}$Co (cobalto), já disponível no Brasil. Um dos benefícios do uso de uma fonte de $^{60}$Co está relacionado a uma meia vida maior de 5,27 anos, em relação à fonte de $^{192}$Ir que possui uma meia vida de 73,83 dias [14].

A burocracia de importação de fontes, no Brasil, principalmente em isótopos de meia vida mais curta, como o $^{192}$Ir, faz com que muita das vezes as fontes fiquem disponíveis para o tratamento por um período abaixo do ideal.

O maior impacto da falta de acessibilidade ao tratamento para uma grande parcela da população feminina, sendo o câncer de colo do útero o terceiro câncer mais incidente no Brasil. Quanto à distribuição geográfica, é o segundo mais incidente nas Regiões Norte (20,48 por 100 mil) e Nordeste (17,59 por 100 mil). Na Região Centro-oeste (16,66 por 100 mil), ocupa a terceira posição; na Região Sul (14,55 por 100 mil), a quarta; e, na Região Sudeste (12,93 por 100 mil), a quinta posição [8].

Devido às altas doses aplicadas ao tumor em um curto intervalo de tempo em um tratamento com fontes de $^{192}$Ir, qualquer erro na determinação da dose entregue pode acarretar crescimento do tumor ao paciente. Portanto, torna-se crítico garantir que a dose prescrita pelo radio-oncologista, venha ser entregue.

Deste modo, faz-se necessário estabelecer procedimentos que permitam uma determinação confiável dessas doses prescritas. Devido ao complexo espectro de energia do $^{192}$Ir não existe até a presente data um padrão dosimétrico primário para determinar a taxa de kerma no ar de referência de uma fonte de $^{192}$Ir de alta taxa de dose (onde para a emissão beta, sua energia máxima de emissão é de 670 keV e para a energia média de emissão gama é de 370 keV). Diversos trabalhos mostraram alternativas para a calibração de fontes de $^{192}$Ir de alta taxa de dose com câmaras de ionização do tipo farmer [5][6][11][12][13].

Com o intuito de facilitar a determinação da taxa de kerma no ar das fontes de $^{192}$Ir de alta taxa de dose, Goetsch et al. [7][9] propuseram um modelo de câmara de ionização cavitária do tipo poço, na qual a fonte radioativa é introduzida através de um inserto. Essa câmara, não pressurizada, possui um grande volume de ar da ordem de 250 cm$^3$. Um suporte, também conhecido como inserto da fonte, é introduzido na câmara e este possui diferentes configurações para permitir a medição de diferentes tipos de fontes, como $^{192}$Ir, $^{125}$I, $^{137}$Cs entre outras.

A câmara de ionização do tipo poço é instrumento simples, robusto, estável e reprodutível, seu uso no ambiente de serviços de radioterapia passou a ser recomendado por instituições internacionais.

Os serviços de radioterapia do Brasil, que utilizam equipamentos de pós-carga remota com fonte de $^{192}$Ir de alta taxa de dose, devem, por regulamentação nacional, possuir ao menos um sistema dosimétrico com uma Câmara de ionização do Tipo Poço para a dosimetria e controle da qualidade de suas fontes.

No Brasil, de acordo com a regulamentação brasileira da Comissão Nacional de Energia Nuclear, CNEN NN 6.10 [3], essas câmaras devem ser calibradas com uma periodicidade de dois anos.

Este tipo de serviço, até então, estava sendo prestado apenas por Laboratórios da Europa e dos Estados Unidos, mas em 2007 foi implantado por DiPrinzio [4], no LCR, e comparado e validado com a colaboração do Radiation Calibration Laboratory da University of Wisconsin, USA. Em 2011, o LCR, obteve autorização, pelo CASEC/IRD/CNEN, para calibração de Conjuntos Dosimétricos, compostos por câmara de ionização do tipo poço, cabo e eletrômetro, utilizados em centros de radioterapia por toda América Latina. Desde então, o LCR torna-se pioneiro e único na América Latina a ofertar este tipo de serviço.

Essas calibrações de câmaras de ionização do tipo poço só foram possíveis através de pesquisas desenvolvidas no LCR por DIPRINZIO [4] e MARECHAL [12]. Esses trabalhos utilizaram a construção de um sistema de posicionamento da câmara do tipo farmer e da fonte de $^{192}$Ir cuja intensidade de Kerma no ar é determinada. Pode-se estabelecer, com uma menor incerteza, o coeficiente de calibração para os conjuntos dosimétricos.

A determinação da taxa de kerma no ar de referência pelo Método das Múltiplas Distâncias (MMD), dura em média cinco horas de trabalho, dependendo da atividade da fonte. As fontes geralmente são fabricadas com uma atividade de 370 GBq a 518 GBq (10 a 14 Ci), e quando disponibilizadas para uso, aqui no Brasil, podem chegar com uma atividade inferior a 370 GBq (10

Ci), ou seja, uma boa parte do tempo útil da fonte acaba não sendo utilizado. Essas fontes atualmente são fabricadas atualmente pela empresa Curium Netherlands B.V.

Havendo algum problema de desembaraço aduaneiro, caso a fonte só seja disponibilizada com uma atividade abaixo de 222 GBq (6 Ci), a determinação da taxa de kerma no ar de referência, se torna inviável.

Por este motivo, esse trabalho possui a proposta de aplicação do Método da Substituição (MS), que consiste em comparar a resposta do conjunto dosimétrico do usuário com a resposta de um conjunto dosimétrico de referência [10] no serviço de calibração de conjuntos dosimétricos no LCR, possibilitando a realização das calibrações em condições nas quais a determinação da taxa de kerma no ar de referência, pelo MMD, não possa ser executado.

A calibração por meio do Método da Substituição tem a vantagem de não depender, durante a calibração do conjunto dosimétrico do usuário, da determinação da taxa de kerma no ar de referência, apenas do coeficiente de calibração do conjunto dosimétrico de referência (Câmara de ionização do Tipo Poço) e nos permitirá trabalhar com a fonte em uma atividade abaixo de 222 GBq (6 Ci) o que não seria possível a determinação da taxa de kerma no ar pelo Método das Múltiplas Distâncias. Sendo assim, não será preciso levar todo o sistema de posicionamento em todas as trocas de fontes. Com isso, o trabalho que precisava de um dia para a determinação da taxa de kerma no ar, terá a redução para cerca de 20 minutos com a calibração do Conjunto Dosimétrico de Referência, o que agilizará a execução do serviço.

Através do Método da Substituição, os conjuntos dosimétricos dos usuários serão calibrados em comparação a um conjunto dosimétrico de referência e as incertezas relacionadas deverão ser calculadas e analisadas.

A rastreabilidade para essa calibração, atualmente, vem do Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes – LNMRI da CNEN, sendo considerado um Laboratório Secundário, SSDL, que é designado pela autoridade metrológica do Brasil, o INMETRO. Os conjuntos dosimétricos compostos de câmaras Farmer e eletrômetros pertencentes ao LCR, são calibrados neste Laboratório o que a partir dessa calibração, possibilita a determinação da taxa de kerma no ar da fonte de $^{192}$Ir e assim poder ser calibrado o conjunto dosimétrico composto por câmara de ionização do tipo poço, cabo e eletrômetro tanto do LCR quanto dos usuários.

## 2. Materiais e Métodos

Este artigo delineia a metodologia essencial para a aplicação do Método da Substituição (MS) no contexto da calibração dos conjuntos dosimétricos no Laboratório de Calibração em Radioterapia (LCR). O MS, uma abordagem promissora e eficaz, requer uma sequência estruturada de passos para garantir sua aplicação bem-sucedida.

O primeiro passo vital é a seleção de um conjunto dosimétrico de referência com base em sua estabilidade ao longo do tempo. A escolha criteriosa deste conjunto é crucial para estabelecer uma base sólida para o MS, pois é a partir dele que as comparações e calibrações posteriores serão realizadas.

Posteriormente, é essencial avaliar a incerteza associada ao MS, identificando as fontes de incerteza mais relevantes. A compreensão e quantificação precisa dessas incertezas são fundamentais para garantir a precisão e confiabilidade dos resultados obtidos por meio do MS.

Uma etapa crítica envolve a aplicação prática do MS, baseada em testes cuidadosamente elaborados utilizando dados obtidos do banco de dados do LCR. Esses testes são projetados para validar a eficácia do MS e sua aplicabilidade ao contexto específico do laboratório.

## 3. Resultados e Discussões

Nesta seção, apresentamos os resultados dos testes conduzidos para a aplicação do Método da Substituição (MS) no âmbito da calibração dos conjuntos dosimétricos do Laboratório de Calibração

em Radioterapia (LCR), juntamente com suas respectivas incertezas. Os resultados são embasados em análises dos controles de qualidade dos três conjuntos dosimétricos pertencentes ao LCR, referidos como C1, C2 e C3.

Os controles de qualidade têm como objetivo principal verificar a estabilidade dos conjuntos dosimétricos ao longo do tempo, proporcionando um histórico representativo desde o ano de 2015 até a data presente. Estes controles, realizados aproximadamente quatro vezes ao ano, resultam em dados que foram normalizados pela média dos valores obtidos ao longo desses anos.

Considerando a classificação dos conjuntos do LCR como conjuntos de campo, os limites adotados para os gráficos de controle de qualidade são de ± 1%. Observa-se que o conjunto C1 exibe uma menor flutuação nos resultados, a maioria dos quais está contida no intervalo de ± 0,5%. Apenas quatro pontos encontram-se fora deste intervalo. Os conjuntos C2 e C3, embora apresentem uma dispersão um pouco maior, ainda variam dentro de um intervalo de ± 1%.

Calculando o desvio padrão relativo para os resultados do controle de qualidade de cada conjunto, obtemos os valores de 0,39% para C1, 0,43% para C2 e 0,42% para C3. Com base na maior estabilidade a longo prazo e menor desvio padrão relativo, o conjunto C1 foi escolhido como conjunto dosimétrico de referência para a aplicação do Método da Substituição.

Para que o conjunto dosimétrico C1 atenda integralmente aos requisitos da norma ABNT NBR IEC 60731 [2], ele será submetido a controles de qualidade com uma menor periodicidade. Conforme preconizado pela norma, a estabilidade ao longo do tempo será avaliada por meio de medições em intervalos de não mais que um mês sob condições de referência, durante um período não inferior a um ano.

O cálculo das incertezas pelo Método da Substituição (MS) resultou em uma incerteza padrão combinada para o $N_K$ de 2,6% (k=2). É relevante ressaltar que a maior contribuição para as incertezas no valor do $N_K$ do usuário provém do $N_K$ da câmara de referência. Este destaque sublinha a importância crítica de realizar uma avaliação meticulosa das incertezas relacionadas aos componentes essenciais do MS, o que, por sua vez, promove uma calibração precisa e confiável dos conjuntos dosimétricos.

Foram realizados três testes essenciais para avaliar a aplicabilidade e confiabilidade do Método da Substituição (MS) na determinação da Taxa de Kerma no ar ($N_K$) durante procedimentos de calibração dosimétrica. A análise revelou a maior variação registrada nos testes, atingindo 1,57%, mantendo-se dentro da faixa de incerteza calculada para o MS.

Essas análises validaram com sucesso a viabilidade do MS para determinar o $N_K$ em conjuntos dosimétricos, demonstrando sua consistência e robustez ao longo do tempo, mesmo diante de variadas condições experimentais e conjuntos dosimétricos diversos. Os resultados do MS mostraram concordância com os obtidos pelo Método das Múltiplas Distâncias (MMD), consolidando-o como uma ferramenta confiável e precisa para a calibração precisa dos conjuntos dosimétricos.

## 4. Conclusão

Esta pesquisa evidencia a viabilidade do Método da Substituição (MS) para o processo de calibração de conjuntos dosimétricos equipados com câmaras de ionização do tipo poço, empregadas na determinação da taxa de kerma no ar de fontes de $^{192}$Ir de alta taxa de dose.

Os resultados da estabilidade dos conjuntos dosimétricos do Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR) indicam que conjuntos utilizando câmaras de ionização do tipo poço podem atingir a estabilidade exigida pela norma ABNT NBR IEC 60371[2] para conjuntos de referência em radioterapia.

As incertezas avaliadas pelo MS (± 2,6%, k=2) para o coeficiente de calibração ($N_K$) do conjunto dosimétrico do usuário são consistentes com as incertezas calculadas pelo MMD (± 2,5%, k=2). Estas incertezas, em comparação com a incerteza declarada pelo fabricante da fonte de $^{192}$Ir (± 5,0%, k=3),

permitem que os usuários administrem doses aos pacientes com incertezas dentro do limite de ± 5,0%, conforme recomendado pela American Association of Physicists in Medicine[1].

A componente que mais contribui para a incerteza do $N_K$ do conjunto do usuário, determinado pelo Método da Substituição, é a incerteza devido ao $K_R$ determinado para a fonte de $^{192}$Ir, que por sua vez é influenciado pelo $N_K$ do conjunto dosimétrico de referência com câmara Farmer. Para reduzir a incerteza do $_{NK}$ do conjunto dosimétrico do usuário, é essencial reduzir a incerteza do $N_K$ do conjunto de referência (com câmara Farmer) obtido pelo Método das Múltiplas Distâncias. Isso será possível se o Laboratório Nacional implementar padrões primários para as medidas em $^{60}$Co e Raios-X 250 kV, que atualmente possuem incertezas de 1,4% e 1,4%, respectivamente, conforme declarado no certificado de calibração dos conjuntos dosimétricos com câmara Farmer. Tal implementação resultaria em uma considerável redução dessas incertezas.

A maior diferença observada entre o $N_K$ obtido pelo MMD e o $N_K$ determinado pelo MS foi de 1,57%, diretamente relacionada à variação dos $K_R$ durante as trocas de fontes. Isso demonstra que os resultados do MS estão em conformidade com os obtidos pelo MMD, considerando o intervalo de incerteza estimado para ambos os métodos.

A introdução do Método da Substituição no serviço de calibração de conjuntos dosimétricos no LCR otimizará o tempo gasto nessas calibrações, sem comprometer as incertezas associadas. O MS fornece resultados rastreáveis à Rede Internacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, pois o conjunto de referência usado nesse método é calibrado no LCR, um serviço acreditado pela CGCRE/INMETRO que utiliza o MMD.

**References**


[1] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. Specification of brachy-therapy source strength. AAPM Report N.21, New York, 1987.

[2] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Equipamentos eletromédicos - dosímetros com câmara de ionização para uso em RADIOTERAPIA. ABNT-NBR ISO/IEC 60731, Brasil, 2019.

[3] COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. Requisitos de segurançae proteção radiológica para serviços de radioterapia. Rio de Janeiro, Brasil, NN-6.10, 2017.

[4] DI PRINZIO, R. and DEALMEIDA, C. E. Calibration of well type ionization chambers used in high dose rate brachytherapy. Medical Physics, Vol. 36, No. 3, March 2009.

[5] EZZEL, G. A. Evaluation of Calibration Techniques for a High Dose Rate Remote Afterloading 192Ir Source. EndocurietherapylHyperthermia Oncology, USA, v. 6, p. 101-106, 1990.

[6] GOETSCH, S. J et al. Calibration of 192 Ir high-dose-rate afterloading systems. Med. Phys., USA, v. 18, p. 462, 1991.

[7] GOETSCH, S. J et al. A new reentrant ionization chamber for the calibration of iridium-192 high dose rate sources. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., USA, v. 24, n. 1, p. 167-170, 1992.

[8] INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. Estimativa 2023: incidência de câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA, 2022. 160 p.

[9] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Calibration of brachytherapy sources: Guidelines of standardized procedures for the calibration of brachytherapy sources at Secondary Standard Dosimetry Laboratories (SSDL) and hospital. Vienna/ Austria. IAEA TECDOC 1079,1999.

[10] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. TRS-398: Absorbed Dose Determination in external Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. Vienna: IAEA, 2000.

[11] MARÉCHAL, M. H. et al. A method to determine the air kerma calibration factor for thimble ionization chambers used for 192Ir high dose rate source calibration. Phys. Med., Madrid, Espanha, v.19, n.2, p.131-135, 2003.

[12] MARÉCHAL, M. H.; DEALMEIDA, C. E.; SIBATA, C. H. Calibration or 192Ir high dose rate brachytherapy sources. IAEA TECDOC, Viena/Áustria, v. 896, p. 203-206, 1994.
[13] MARÉCHAL, M. H.; Desenvolvimento de uma metodologia de calibração defontes de 192Ir de alta taxa de dose usadas em braquiterapia. Rio de Janeiro, Brasil. Dissertação (Doutorado em Ciências - Biociências Nucleares), Universidade do Estado do Rio de Janeiro, 124 p, 1998.
[14] SOCIEDADE BRASILEIRA DE RADIOTERAPIA, SBR. RT2030: Plano de desenvolvimento da Radioterapia para a próxima década. Brasil, 2019. 230 p. Atualização MAR/2021.