



FATOR DE CORREÇÃO DEVIDO AO SISTEMA DE CALIBRAÇÃO PARA
MEDIDA DA TAXA DE KERMA NO AR DE REFERÊNCIA DAS FONTES DE
HDR ¹⁹² Ir.

Douglas Batista da Silva

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Nuclear.

Orientador (es): Ademir Xavier da Silva
Luís Alexandre Gonçalves Magalhães

Rio de Janeiro

Abril de 2024

FATOR DE CORREÇÃO DEVIDO AO SISTEMA DE CALIBRAÇÃO PARA
MEDIDA DA TAXA DE KERMA NO AR DE REFERÊNCIA DAS FONTES DE
HDR¹⁹² Ir.

Douglas Batista da Silva

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Luís Alexandre Gonçalves Magalhães

Aprovada por: Prof. Ademir Xavier da Silva

Prof. Luís Alexandre Gonçalves Magalhães

Profa. Inayá Corrêa Barbosa Lima

Dra. Arissa Pickler Oliveira

Profa. Andrea Mantuano Coelho da Silva

Prof. Marcos Vinicius Colaço Gonçalves

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL.

ABRIL DE 2024

“Silva, Douglas Batista da”

Fator de correção devido ao sistema de calibração para medida da taxa de Kerma no ar de referência das fontes de HDR ¹⁹² Ir/
Douglas Batista da Silva. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2024.

XVII, 110 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Luís Alexandre Gonçalves Magalhães

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2024.

Referências Bibliográficas: p. 102-107.

1. Taxa de Kerma. 2. Incerteza expandida. 3. Simulação computacional. 4. fatores de correção. I. Silva, Ademir Xavier da et al. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

“Com a sabedoria se edifica a casa, e com o entendimento ela se estabelece”.
(Provérbios 24:3)

Aos Meus pais, esposa, professores e amigos, por tudo...

AGRADECIMENTOS

Gostaria de expressar minha profunda gratidão a todas as pessoas que contribuíram para a concretização deste trabalho ao longo de quatro anos desafiadores. Receio omitir algum nome devido à extensão desse percurso, então meu agradecimento se estende a todos que, de maneira direta ou indireta, colaboraram para o êxito dessa jornada interminável no campo do conhecimento, transformando a educação em uma ferramenta humana e social.

Nesse contexto, expressei minha sincera gratidão da seguinte forma:

A Deus, que me fortaleceu nos momentos em que cogitei desistir, sendo um grande amigo nas noites de trabalho árduo e nos dias de intensa batalha.

Aos meus pais, Raimunda Engrácias Batista da Silva e Cicero Benedito da Silva, pelo companheirismo e pela vivência intensa de cada escolha minha, sempre oferecendo palavras de apoio.

À Elza Margarida Batista (in memoriam), que me incentivou a estudar e a acreditar que, por meio da educação, tudo é possível.

Aos meus orientadores: professores Luis Alexandre Magalhaes e Carlos Frederico Estrada Alves (Prof. Fred), que têm sido meus companheiros desde a iniciação científica, agradeço pela amizade e parceria que possibilitaram o meu crescimento intelectual e desenvolvimento da minha trajetória acadêmica.

Ao Prof. Ademir Xavier, que assumiu minha orientação em um período desafiador após o falecimento do Prof. Delson, agradeço pelo apoio e orientação administrativa durante o doutorado.

Ao Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR), pela oportunidade concedida para a realização deste trabalho.

Aos professores do programa de Pós-Graduação em Engenharia Nuclear do Programa de Engenharia Nuclear (COPPE), pelo enriquecimento acadêmico e conhecimento proporcionados durante o curso de doutorado.

Por último, mas não menos importante, agradeço à minha amada esposa, Josiene Pinto Lessa Batista, pela paciência nos dias em que estive tão distante e pelo auxílio na simulação computacional. Lembro-me que o programa não rodava devido à falta de uma vírgula, e você a encontrou! Muito obrigado por ser minha parceira, meu amor!

Para terminar, deixo a seguinte frase: “Se eu vi mais longe, foi por estar sobre ombros de gigantes”. (Isaac Newton)

No meu caso seria melhor a seguinte fala: “Eu não falhei. Eu encontrei 10.000 maneiras que não funcionam.” (Thomas Edison)

Obrigado!

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

FATOR DE CORREÇÃO DEVIDO AO SISTEMA DE CALIBRAÇÃO PARA
MEDIDA DA TAXA DE KERMA NO AR DE REFERÊNCIA DAS FONTES DE
HDR ¹⁹² Ir.

Douglas Batista da Silva

Abril / 2024

Orientador: Ademir Xavier

Luís Alexandre Gonçalves Magalhães

Programa: Engenharia Nuclear

O objetivo deste estudo, foi analisar por meio de simulação computacional, a influência do suporte de fixação de alumínio, usado para obter a grandeza física Kerma no ar de Referência (RAKR) em um sistema de calibração desenvolvido experimentalmente no Laboratório de Ciências Radiológicas da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (LCR-UERJ), determinando-se fatores de correção devido a radiação espalhada. Buscou-se também, determinar o fator de correção devido a geometria das fontes de ¹⁹²Ir. A simulação computacional foi validada comparando-se alguns parâmetros dos resultados experimentais com os resultados computacionais. Estes parâmetros foram: a verificação da lei do inverso do quadrado da distância, a determinação do Kerma no ar de referência (RAKR), a análise do espectro da fonte com e sem encapsulamento e a Curva de sensibilidade da resposta da câmara de ionização Sourcecheck 4PI, em função da distância da fonte ao longo do eixo axial, usando as fontes microSelectron-v2 (mSv2) e GammaMedplus (GMp). Foi determinado Kerma no ar de Referência por atividade, que neste trabalho, que tiveram valores calculados por simulação computacional de $1,725 \cdot 10^{-03}$ U. Bq⁻¹ e de $1,710 \cdot 10^{-03}$ U. Bq⁻¹ para câmara de ionização NE 2571 e TN 30001, respectivamente com uma incerteza expandida de 0,932% e 0,919%, nesta ordem, para um fator de abrangência (k = 2). O fator de correção devido a influência do suporte de fixação de alumínio para medidas a 1 cm e a 10 cm da fonte, foram de 0,978 e 0,969 respectivamente. O fator de correção geométrico das fontes foi de $K_{sg}=1,005$ com incerteza expandida de 0,7% para um fator de abrangência (k = 2). Esse valor tem uma diferença aproximadamente de 0,2% comparado a dados experimentais.

Abstract of the Thesis presented to COPPE/UFRJ as part of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

CALIBRATION SYSTEM CORRECTION FACTOR FOR MEASURING THE
REFERENCE AIR KERMA RATE APPLIED TO HIGH DOSE RATE ^{192}Ir SOURCES

Douglas Batista da Silva

April / 2024

Advisors: Ademir Xavier

Luís Alexandre Gonçalves Magalhães

Department: Nuclear Engineering

The objective of this study was to analyze, by means of a computer simulation, the influence of the aluminum fixing bracket used to obtain the physical quantity Reference Air Kerma (RAKR) in a calibration system developed experimentally at the Radiological Sciences Laboratory of the State University of Rio de Janeiro (LCR-UERJ), determining correction factors due to scattered radiation. We also sought to determine the correction factor due to the geometry of the ^{192}Ir sources. The computer simulation was validated by comparing some parameters of the experimental results with the computer results. These parameters were: verification of the inverse square of the distance law, determination of the reference air Kerma (RAKR), analysis of the source spectrum with and without encapsulation and the sensitivity curve of the response of the Sourcecheck 4PI ionization chamber, as a function of the distance from the source along the axial axis, using the microSelectron-v2 (mSv2) and GammaMedplus (GMp) sources. Kerma in the Reference air was determined by activity, which in this work, had values calculated by computer simulation of $1.725 \times 10^{-3} \text{ U. Bq}^{-1}$ and $1.710 \times 10^{-3} \text{ U. Bq}^{-1}$ for the NE 2571 and TN 30001 ionization chambers, respectively, with an expanded uncertainty of 0.932% and 0.919%, in that order, for a coverage factor ($k = 2$). The correction factor due to the influence of the aluminum mounting bracket for measurements at 1 cm and 10 cm from the source were 0.978 and 0.969 respectively. The geometric correction factor for the sources was $K_{\text{sg}}=1.005$ with an expanded uncertainty of 0.7% for a coverage factor ($k = 2$). This value has a difference of approximately 0.2% compared to experimental data.

SUMÁRIO

CAPÍTULO I	1
1. introdução	1
1.1. Revisão Bibliográfica	4
1.2. Objetivos.....	12
1. 3. Relevância	13
1. 4. Organização Do Trabalho.....	13
CAPÍTULO II.....	15
2. Fundamentos Teóricos.....	15
2.1. O câncer.....	15
2.1.1. A braquiterapia de alta taxa de dose (HDR), LDR (braquiterapia de baixa taxa de dose).....	17
2.2. Técnicas em Braquiterapia	20
2.2.1 Local de posicionamento do isótopo	20
2.1.2. Taxa de dose	20
2.3. Características das Fontes Radioativas.....	22
2.3.1. <i>O espectro da fonte de ¹⁹²Ir</i>	22
2.3.2. Características das Fontes Radioativas.....	27
2.4. Grandezas básicas e unidades física dosimétricas utilizadas em metrologia das radiações ionizantes.....	29
2.4.1 Medição Da Atividade, (A)	31
2.4.2. Exposição (X) e taxa de exposição (X) numa distância de referência	33
2.4.3. Fluência ou fluência de fótons, (Φ)	34
2.5. O formalismo TRS 492.....	35
2.5.1. Cálculo da taxa de Kerma no ar de referência (RAKR)	36
2.6. O formalismo TG43 AAPM REPORT 51.....	39
2.7. Calculo do fator de correção devido a geometria das fontes	41
2.8. Linguagem computacional	42

2.8.1. O Métodos de Monte Carlo e o transporte de partículas	44
2.8.2. O código Penelope.....	46
2.8.3. Simulação de Monte Carlo (MC) para elétrons e fótons	47
2.8.4. Transporte de fótons	48
2. 8.5. Transporte de elétrons	49
2.9. Modo de operação do código Penelope.....	49
2.10. Estrutura do programa principal <i>penmain</i>	50
CAPÍTULO III	53
3. Materiais e métodos.....	53
3.1. Medições experimentais realizados por Di Prinzio	54
3.1.2. Medição Direta no Ar Utilizando Câmaras de Ionização Tipo Dedal de 0,6 cm ³ de Volume	54
3.1.3. O sistema de posicionamento	55
3.1.4. Coeficiente de calibração das câmaras do tipo poço	59
3.2. Validação do Modelo Computacional Desenvolvido no Penelope	60
3.2.1. Modelo de geometria de câmara cilíndrica TN 30001 E NE 2571 Farmer.....	61
3.2.2. Geometria da fonte de radiação	65
3.2.3. Geometria do suporte de fixação de Al com a fonte de ¹⁹²Ir e a câmara de ionização cilíndrica.....	69
3.2.4. Câmara De Ionização Tipo Poço	71
3.2.4.1. Geometria do Inserto da Fonte.....	72
3.2.4.2. Geometria da câmara de ionização do Tipo Poço	76
CAPÍTULO IV.....	78
4. Resultados e discussão.....	78
4.1. Alteração no espectro da fonte após o encapsulamento	78
4.2. Verificação da lei do inverso do quadrado da distância	82
4.3. Posição da fonte na câmara de ionização tipo poço para máxima leitura da energia.	85

4.4. Taxa de Kerma no ar de referência (RAKR) por atividade $S_k \cdot A^{-1}$ ($U \cdot Bq^{-1}$).....	90
4.5. Alteração da fluência devido a presença do suporte de fixação de alumínio	91
4.6. Fator de correção devido a geometria das fontes (ksg).....	94
4.7. Discussão	95
CAPÍTULO V	100
5. Conclusão	100
Bibliografia	102
ANEXO A	108

LISTA DE FIGURAS

Figura 2. 1- Fonte de Braquiterapia. (NUCLEORAD, 2024)	18
Figura 2. 2- Espectro de fótons de uma fonte aberta de ^{192}Ir	23
Figura 2. 3- Espectro de fluência da fonte de ^{192}Ir do equipamento <i>microSelectron</i> (a) e a fonte fabricada pela Alpha Ômega e encapsulada (b) (ROGERS, 1999).....	24
Figura 2. 4- Espectro de fluência da fonte de ^{192}Ir do equipamento <i>microSelectron</i> (a) e a fonte fabricada pela Alpha Ômega e encapsulada (b) (NAEEM, CHEN, <i>et al.</i> , 2016) .	25
Figura 2. 5- Desenho esquemático de uma fonte de ^{192}Ir de alta taxa de dose usada no equipamento de pós-carga remota <i>microSelectron</i> de acordo com (ROGERS, 1999)...	26
Figura 3. 1- Desenho esquemático do sistema de posicionamento para câmara de ionização e fonte de referência de ^{192}Ir , usado na determinação da taxa de Kerma no ar de referência (adaptado, Fonte: (DI PRINZIO e DEALMEIDA, 2009)	57
Figura 3. 2- Sistema de posicionamento, acessório para medição de distância e suportes da câmara dedal e da fonte de ^{192}Ir colocados sobre a mala de transporte para a realização das medições (DI PRINZIO, 2009).	58
Figura 3. 3- geometria da câmara PTW – TN 3001 2D simulada no PENELOPE. Cada cor corresponde a um material diferente (cor verde -grafite, cor azul claro- ar, azul escuro – capa de build, vermelho – alumínio, verde abacate Teflon).....	63
Figura 3. 4- geometria da câmara PTW – TN 3001 3D3D coordenadas (30, 60, 00) simulada no PENELOPE.....	63
Figura 3. 5- Geometria da câmara NE2571 2D simulada no PENELOPE. Cada cor corresponde a um material diferente (cor verde -grafite, cor azul claro- ar, azul escuro – capa de build, vermelho – alumínio, verde abacate Teflon).....	64
Figura 3. 6- Geometria da câmara NE 2571 3D coordenadas (30, 60, 00) simulada no PENELOPE.	64
Figura 3. 7- geometria da fonte com cabo FCMSV 2D simulada no PENELOPE Cada cor corresponde a um material diferente (Roxo – núcleo de ^{192}Ir , cor de laranja - capsula de aço, cor azul – cabo de aço, cor azul claro – ar, magenta- Polietileno).....	66
Figura 3. 8- geometria da fonte com cabo FCMSV 3D coordenadas (00, 00, 00) simulada no PENELOPE.	67

Figura 3. 9- Geometria da fonte com cabo FCGMP 2D simulada no PENELOPE. Cada cor corresponde a um material diferente (Roxo – núcleo de ^{192}Ir , cor de laranja - capsula de aço, cor azul – cabo de aço, cor azul claro – ar, magenta- Polietileno.	68
Figura 3. 10- – Geometria da fonte com cabo FCGMP coordenadas (00, 00, 00) 3D simulada no PENELOPE.....	68
Figura 3. 11- Estrutura metálica coordenadas (00, 00, 00) 3D simulada no PENELOPE	70
Figura 3. 12- cubo de dimensões (50 X 37 X 80) onde o setup encontra-se imerso, coordenadas (60, 30, 00) 3D simulada no PENELOPE	71
Figura 3. 13- inserto para posicionamento da fonte é feito de material PMMA	73
Figura 3. 14- Esquema do inserto onde introduz a fonte radioativa (modelo sem detalhes)	74
Figura 3. 15- inserto parte interna, foi construído um cilindro interno de ar, por onde passara o cateter 3D.....	75
Figura 3. 16- inserto parte completo graus (0 60 30) 3D	75
Figura 3. 17- inserto parte interna 2D.....	76
Figura 4. 1 Espectro de fótons de uma fonte aberta de ^{192}Ir (a) e a (b) Espectro de fluência da fonte de ^{192}Ir do equipamento <i>microSelectron</i> (resultados adaptados (BORG e ROGERS, 1999)).	79
Figura 4. 2- (a) e (b) Setup de calibração desenvolvido no LCR/ UERJ por simulação computacional.	83
Figura 4. 3- Medida experimental versus simulado normalizado para o valor de máxima para verificação da lei do inverso do quadrado da distância obtido coma câmara de ionização TN 30001	84
Figura 4. 4 - (a) câmara de ionização Tipo Poço Sourcecheck 4PI 2D obtida no Penelope (b) vista 3 D.	87
Figura 4. 5- Curva de sensibilidade da resposta da câmara de ionização Sourcecheck 4PI em função da distância da fonte ao longo do eixo axial, usando as fontes (mSv2) e (GMp).	88
Figura 4. 6- Espectro de fluências em energia, com e sem suporte de fixação de Al, estando a fonte posicionada a 1cm da câmara de ionização.	92
Figura 4. 7- Espectro de fluências com e sem setup de medição a 10 cm da fonte.	93

LISTA DE TABELAS

Tabela 2. 1- Propriedades físicas de radionuclídeos utilizados em equipamentos de pós-carga remota (adaptada de (MARTINE BÉ, CHISTÉ, <i>et al.</i> , 2020)).....	29
Tabela 3. 1 - Características dos tipos de câmaras de ionização cilíndricas modelada por Método de Monte Carlo (MMC), usando o código computacional Penélope.....	62
Tabela 4. 1- Kerma no ar de Referência por atividade para fonte (mSv2) obtido por simulação computacional.	90
Tabela 4. 2- Comparação dos valores da Taxa de Kerma no ar de Referência (RAKR) de Referência a 1 m para uma atividade de 12.3 Ci. Coluna (A) medida Di Prinzio (experimental), coluna (B) este trabalho (medidas obtidas por simulação computacional).	91
Tabela 4. 3- Fatores de correção devido a influência do suporte de fixação de Al	93
Tabela 4. 4- Fator de correção devido a Geometria das Fontes (<i>ksg</i>) (este trabalho) comparado com os valores de Shipley DR.....	94

LISTA DE SIGLAS

AAPM	:	The American Association of Physicists in Medicine
AKS	:	Air Kerma Strength
BCRU:	:	British Committee on Radiation Units and Measurements
BT	:	Braquiterapia
DCS	:	conjunto de seções de choque diferenciais
UERJ	:	Universidade do Estado do Rio de Janeiro
EGSnrc	:	elétron gamma shower
EBRT	:	Radioterapia de Raios Externos
FLUKA	:	FLUktuierende KAskade" (Cascata Flutuante)
GMp	:	GammaMed Plus
HDR	:	Alta taxa de dose
ICRU	:	International Commission on Radiation Units and Measurements
ICRP	:	International Commission on Radiological Protection
IARC	:	International Agency for Research on Cancer
IDH	:	Índice de Desenvolvimento Humano
IAEA	:	Agencia Internacional de Energia Atômica

K_{sg}	:	fator de correção devido a Geometria das Fontes
LDR	:	Baixa taxa de dose
LCR	:	Laboratório de Ciências Radiológicas
MATLAB	:	Matrix Laboratory
MDR	:	Média taxa de dose
MMC	:	Método Monte Carlo
MCNP	:	Monte Carlo N-Particle Transport
mSv2	:	microSelectron-v2
NIST	:	National Institute of Standards and Technology
N_k	:	Coefficiente de calibração
OAR'S	:	Órgãos de risco
PENELOPE	:	PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons
PDF	:	Distribuição das probabilidades
PSDL	:	Laboratório de dosimetria padrão primário
PTB	:	Phisikalisch Technische bundesanstalt
RAKR	:	Taxa de Kerma no ar de Referência
RTE	:	Radioterapia externa
SIM	:	Sistema de Informações sobre Mortalidade

SSDLs	:	Laboratórios de Dosimetria Padrão Secundários
TRS	:	Technical Reports Series
TECDOC	:	Documento Técnico
TG	:	Task Group
UWADCL	:	Wisconsin Accredited Dosimetry Calibration Laboratory

CAPÍTULO I

1. introdução

Para garantir a rastreabilidade metrológica do sistema dosimétrico utilizando fontes de alta taxa de dose (HDR) de ^{192}Ir , vários trabalhos publicados têm apresentado uma metodologia para calibrar câmaras de ionização de forma a reduzir as incertezas da dose prescrita.

A determinação da Taxa de Kerma no Ar de Referência (RAKR) é um resultado importante na análise metrológica de um sistema de calibração, pois é uma variável essencial no cálculo do coeficiente de calibração (N_k) de câmaras de ionização tipo poço (DI PRINZIO e DEALMEIDA, 2009) (GOETSCH, ATTIX, *et al.*, 1991) (BRIAN E, STEPHEN, *et al.*, 2011).

Recentemente, pesquisadores têm utilizado códigos de transporte Monte Carlo (MCNP, GEANT, EGS, PENELOPE), e métodos experimentais, para calcular o Kerma no ar de referência e fatores de correção metrológicos, com o objetivo de reduzir as incertezas na determinação desta grandeza dosimétrica, uma vez que através da simulação computacional é possível analisar de maneira eficaz, parâmetros físicos que contribuem para a incerteza estatística parâmetros estes como: espalhamento, fatores geométricos, de atenuação, dentre outros (NAEEM, CHEN, *et al.*, 2016), (SMITH, JOHN A., *et al.*, 2017).

O Laboratório de Calibração de Radiologia (LCR) da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ) disponibiliza serviços especializados de calibração para câmaras de ionização do tipo poço, utilizando primordialmente a fonte microSelectron-v2 (mSv2). Caso uma clínica necessite realizar a calibração utilizando outra fonte, como a

GammaMedplus (GMp), torna-se essencial ajustar o coeficiente de calibração por meio da adição de um fator de correção de geometria. Além disso, é crucial que se utilize a posição correta da fonte dentro da câmara tipo poço para garantir a precisão dos resultados.

No processo de calibração realizado no LCR, mensura-se a taxa de Kerma no ar de referência (RAKR) da fonte escolhida. Esse procedimento é efetuado utilizando-se o sistema de posicionamento do laboratório, que inclui um suporte de fixação fabricado em alumínio. Importa ressaltar que, durante esse processo, é aplicado um fator de correção destinado a compensar a radiação que pode ser espalhada pela sala. Essa etapa é vital para assegurar que os valores obtidos reflitam com precisão as condições reais de operação das fontes radiológicas, contribuindo assim para a manutenção do rigor e da confiabilidade dos serviços de calibração oferecidos pelo LCR/UERJ.

O presente estudo teve como objetivo avaliar o impacto do suporte de fixação de alumínio na determinação da taxa de Kerma no ar de referência (RAKR), utilizando um sistema de calibração experimental desenvolvido no Laboratório de Ciências Radiológicas da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (LCR-UERJ). Para a análise, foi empregada a simulação computacional através do método Monte Carlo, utilizando o código Penélope. Nesta configuração, a câmara de ionização foi posicionada especificamente em duas posições fixas: primeiramente a 1 cm da fonte e, posteriormente, a 10 cm da mesma.

Essas duas posições específicas foram escolhidas para permitir uma avaliação precisa das influências do suporte de fixação nas medições do RAKR. Posicionar a câmara a 1 cm da fonte oferece um cenário onde a proximidade intensifica as interações radiativas, possibilitando a observação de como a intensidade da radiação e a dispersão pelo suporte de fixação de alumínio podem alterar os resultados de calibração. Em

contraste, ao posicionar a câmara a 10 cm, é possível investigar como a radiação se comporta em uma distância moderada, onde os efeitos de atenuação se tornam mais evidentes e a influência do suporte pode ser diferentemente caracterizada.

Essa metodologia de posicionamento dual foi vital para proporcionar uma análise abrangente e detalhada dos efeitos do suporte de fixação no cálculo do RAKR, contribuindo significativamente para a compreensão de como diferentes configurações espaciais afetam as medições radiológicas. Os resultados obtidos são cruciais para assegurar a precisão das práticas de calibração realizadas no LCR-UERJ e têm implicações diretas na melhoria dos protocolos de medição radiológica, garantindo a confiabilidade e a exatidão dos procedimentos de calibração em contextos radiológicos.

O estudo também se dedicou a determinar os fatores de correção associados à geometria das fontes de ^{192}Ir , com o objetivo de aprimorar a qualidade metrológica dos serviços de calibração de câmaras de ionização do tipo poço. Esta iniciativa visa diretamente melhorar a precisão das doses de radiação entregues aos pacientes, garantindo assim tratamentos mais eficazes e seguros. A busca por uma maior confiabilidade metrológica envolve uma compreensão aprofundada dos parâmetros físicos que influenciam a determinação das grandezas físicas, como o Kerma no ar, bem como das incertezas associadas a essas medições.

Este esforço para refinar os fatores de correção e entender melhor as variáveis envolvidas não apenas eleva o padrão dos procedimentos de calibração, mas também contribui significativamente para a segurança e eficácia do tratamento radioterápico. A precisão na calibração das câmaras de ionização afeta diretamente a qualidade da dose administrada, influenciando a terapia entregue aos pacientes. Portanto, um enfoque meticuloso na calibração e nos ajustes de correção baseados na geometria específica das

fontes utilizadas é essencial para alcançar um nível superior de confiança e exatidão nas práticas radioterápicas.

A simulação computacional foi validada através da comparação de alguns parâmetros dos resultados experimentais com os resultados computacionais. Estes parâmetros foram: verificação da lei do inverso do quadrado da distância, determinação da (RAKR), análise do espectro da fonte com e sem encapsulamento, e a curva de sensibilidade da resposta da câmara de ionização Sourcecheck 4PI, em função da distância da fonte ao longo do eixo axial, utilizando as fontes microSelectron-v2 (mSv2) e GammaMedplus (GMp).

Utilizou-se o método Monte Carlo com o código Penélope na configuração, câmara de ionização posicionada de frente a fonte, nas posições de 1cm a 10 cm. Para isso, a atividade da fonte utilizada foi de 12,3 Ci, uma vez que buscou-se reproduzir as mesmas condições das medidas feitas experimentalmente por Di Prinzio (DI PRINZIO, 2009). Assim, estas medidas servirão como referência para simular as mesmas condições da fonte quando o sistema de calibração foi implementado para duas câmaras do tipo Farmer (TN 30001, NE 2571) e foram utilizadas para validar a simulação computacional.

1.1. Revisão Bibliográfica

A braquiterapia é uma técnica de radioterapia que envolve o posicionamento de fontes radioativas diretamente dentro ou próximo ao tecido-alvo, proporcionando uma alta dose de radiação localizada. Essa abordagem é amplamente utilizada no tratamento de uma variedade de cânceres, incluindo os de próstata, mama, colo do útero e cabeça e pescoço. No entanto, para garantir a eficácia e a segurança dos tratamentos de braquiterapia, é essencial que as fontes radioativas sejam calibradas com precisão.

A calibração das fontes de braquiterapia envolve a determinação da intensidade de Kerma no ar, que é uma medida da energia liberada pela radiação ionizante em uma unidade de massa de ar. Esta medida é fundamental para calcular a dose de radiação entregue ao tecido-alvo e garantir que esteja dentro dos limites terapêuticos prescritos. Além disso, uma calibração precisa é crucial para minimizar os riscos de sobredosagem ou subdosagem, o que poderia resultar em complicações para o paciente.

Em um esforço para estabelecer diretrizes padronizadas para a calibração de fontes de braquiterapia, a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) publicou o documento Calibração de Fontes de Braquiterapia - Recomendações sobre Procedimentos Padronizados para a Calibração de Fontes de Braquiterapia em SSDLs (Laboratórios de Dosimetria Padrão Secundários) e Hospitais (Calibração de fontes de braquiterapia - Recomendações sobre procedimentos padronizados para a calibração de fontes de braquiterapia em SSDLs e hospitais), TECDOC-1079 (Documento Técnico)-1079, em 1999. Este documento fornece orientações detalhadas sobre os procedimentos recomendados para a calibração de fontes de braquiterapia em Laboratórios de Serviços de Dosimetria de Radiação (SSDLs) e hospitais (IAEA-TECDOC-1079, 1999).

O documento identificado como TECDOC-1079 representa uma contribuição crucial no campo da braquiterapia, fornecendo diretrizes e procedimentos padronizados para a calibração de fontes radioterapêuticas. Emitido pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), este documento técnico é designado como "TECDOC", indicando sua natureza como um material de referência técnica. O número "1079" identifica unicamente esse documento específico dentro da estrutura de documentos da IAEA.

A técnica da braquiterapia, um tratamento que utiliza fontes radioativas encapsuladas para administrar doses terapêuticas diretamente nos tecidos afetados, tem sido amplamente reconhecida por sua eficácia no tratamento de diversas condições médicas, incluindo câncer. Contudo, a segurança e a eficácia desse método dependem significativamente da precisão da calibração das fontes utilizadas, bem como da sua rastreabilidade aos padrões internacionalmente reconhecidos (IAEA-TECDOC-1079, 1999).

É importante ressaltar que, em alguns casos, os fornecedores atribuem consideráveis incertezas aos valores de calibração declarados, com variações chegando a

$\pm 10\%$. Nesse contexto, a calibração realizada pelo usuário final não apenas visa verificar os valores fornecidos pelo fabricante, mas também garantir a conformidade com os padrões aceitos globalmente.

De acordo com o relatório da Associação Americana de Físicos em Medicina (American Association of Physicists in Medicine) (AAPM), cada instituição envolvida na oferta de tratamentos de braquiterapia deve ter a capacidade de validar de forma independente a intensidade das fontes radioativas fornecidas pelos fabricantes. Este documento aborda diversas técnicas de calibração aplicáveis a uma gama de fontes radioativas, incluindo ^{137}Cs , ^{192}Ir , ^{60}Co e ^{125}I .

Observa-se uma tendência de redução no uso de fontes de alta taxa de dose (HDR) de ^{60}Co , bem como uma diminuição no número de unidades de braquiterapia que empregam fontes HDR de ^{137}Cs . Portanto, há uma ênfase crescente na calibração de fontes de baixa taxa de dose (LDR) de ^{137}Cs e ^{192}Ir , além das fontes HDR.

Para as calibrações das fontes LDR de ^{137}Cs , o Laboratório de Dosimetria da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) mantém fontes de referência calibradas em um Laboratório de Dosimetria Padrão Primário (PSDL), oferecendo assim uma base confiável para a calibração de câmaras de ionização em laboratórios secundários (SSDLs). Por outro lado, a ausência de padrões de calibração do PSDL para fontes HDR de ^{192}Ir requer técnicas alternativas, incluindo a calibração através de medições gratuitas no ar, seguida pela calibração das câmaras de ionização.

Tem-se que, a diferença entre as calibrações de fontes LDR de ^{137}Cs e ^{192}Ir reside nas medidas livres no ar, que são essenciais no último caso, mas podem ser evitadas no primeiro. A seção subsequente deste relatório detalha os equipamentos e procedimentos necessários para garantir a precisão e a qualidade das calibrações realizadas, enfatizando a importância do controle de qualidade para manter a confiabilidade dos tratamentos de braquiterapia.

Essencialmente, o TECDOC-1079 é uma fonte de informações detalhadas e especializadas sobre a calibração de fontes de braquiterapia. Ele aborda questões fundamentais relacionadas à determinação precisa da intensidade de Kerma no ar das fontes utilizadas nesses procedimentos terapêuticos. Como parte de um estudo ou pesquisa acadêmica no campo da radioterapia, a análise e referência ao TECDOC-1079 podem ser de importância significativa, fornecendo diretrizes metodológicas, protocolos

de calibração e outras informações relevantes para a condução de estudos ou práticas relacionadas à braquiterapia.

Os dois principais procedimentos recomendados pela IAEA para a determinação da intensidade de Kerma no ar das fontes de braquiterapia são os seguintes:

a) Medida livre no ar com câmaras de ionização tipo dedal de $0,6 \text{ cm}^3$ de volume: Este método envolve o uso de câmaras de ionização específicas, projetadas para medir diretamente a intensidade de Kerma no ar das fontes de braquiterapia. Essas câmaras, com seu volume padronizado, oferecem uma abordagem direta e confiável para a determinação da intensidade das fontes.

b) Medida com uma câmara de ionização tipo poço previamente calibrada com uma fonte de intensidade conhecida: Neste procedimento, utiliza-se uma câmara de ionização tipo poço que foi previamente calibrada com uma fonte de intensidade conhecida. Posteriormente, as fontes de braquiterapia são inseridas nessa câmara calibrada para a medição da intensidade de Kerma no ar. Este método depende da precisão da calibração inicial da câmara de ionização tipo poço.

A implementação desses procedimentos de calibração é fundamental para garantir a qualidade e a segurança dos tratamentos de braquiterapia. Através da padronização desses processos, é possível estabelecer uma base sólida para a dosimetria precisa das fontes utilizadas, minimizando os riscos associados à terapia radioterapêutica. Esses métodos estabelecidos pela IAEA representam um marco importante no avanço da prática da braquiterapia, promovendo padrões internacionais para a calibração de fontes radioterapêuticas e, conseqüentemente, melhorando os resultados clínicos para os pacientes.

Na pesquisa sobre a determinação da intensidade das fontes utilizando câmaras tipo dedal, três métodos destacam-se na obtenção do fator de calibração para o ^{192}Ir , $N_K(\text{Ir})$. Ezzel (1989) propôs um método que envolve a média dos fatores de calibração para os feixes de raios-X de 250 kV e de radiação gama do ^{60}Co . Neste método, o fator de calibração N_K da câmara de ionização para o feixe de ^{60}Co é determinado com a capa de equilíbrio eletrônico de $0,55 \text{ g/cm}^2$, enquanto a dosimetria das fontes de ^{192}Ir é realizada sem a presença desta capa. No entanto, esta abordagem negligencia a contribuição dos elétrons e fótons gerados no encapsulamento da fonte, potencialmente resultando em uma

superestimação de cerca de 2% na intensidade do Kerma no ar da fonte para distâncias usuais de calibração (EZZEL, 1990) (EZZEL, 1993).

Além disso, outros estudos recentes têm demonstrado a importância de considerar a contribuição dos elétrons e fótons gerados no encapsulamento da fonte para uma determinação mais precisa da intensidade das fontes de ^{192}Ir . Esses estudos destacam a necessidade de desenvolver métodos de calibração que incorporem essa contribuição de forma mais precisa, a fim de reduzir as incertezas associadas às medições de intensidade das fontes de ^{192}Ir . Uma abordagem promissora pode envolver a modelagem computacional detalhada do processo de interação dos elétrons e fótons com o encapsulamento da fonte, permitindo a correção adequada dos valores de calibração obtidos experimentalmente.

Considerações adicionais, como a influência de fatores ambientais e a variação das propriedades dos materiais de encapsulamento ao longo do tempo, podem ser importantes para garantir a precisão e a confiabilidade das medidas de intensidade das fontes de ^{192}Ir . Portanto, uma investigação abrangente desses aspectos é fundamental para o avanço na área da dosimetria de fontes radioativas e para garantir a segurança e eficácia dos procedimentos clínicos que envolvem o uso dessas fontes.

O método proposto por Goetsch (GOETSCH, ATTIX, *et al.*, 1991) apresenta uma abordagem diferente para a obtenção do fator de calibração para fontes de ^{192}Ir , envolvendo uma interpolação linear entre o fator de calibração para feixes de raios-X de 250kV com energia efetiva de 136 keV e o fator de calibração para feixes de raios gama do ^{137}Cs . Nesse método, é sugerido o uso de uma mesma capa de equilíbrio eletrônico em todas as medidas, inclusive nas realizadas com a fonte de ^{192}Ir . Uma capa de equilíbrio eletrônico de $0,31\text{g/cm}^2$ de grafite foi determinada como suficiente para alcançar o equilíbrio de partículas carregadas para as três energias dos feixes. Além disso, uma correção média para atenuação e espalhamento de fótons e elétrons na capa de equilíbrio eletrônico é considerada, independentemente do modelo da câmara (GOETSCH, ATTIX, *et al.*, 1991).

Embora este método tenha sido recomendado pela Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM), sua aplicação é inviável para a maioria dos países devido à indisponibilidade de fontes de ^{137}Cs em níveis terapêuticos nos laboratórios de calibração da rede de SSDL's/IAEA. Essa limitação realça a necessidade de desenvolver

alternativas viáveis e acessíveis para a calibração das câmaras utilizadas na dosimetria de fontes de ^{192}Ir , garantindo assim a precisão e a confiabilidade das medições em contextos clínicos e de pesquisa. Uma possível solução pode envolver a adaptação do método proposto por Goetsch et al. para utilizar fontes de calibração mais amplamente disponíveis, combinada com estudos adicionais para validar sua eficácia em diferentes condições de medição (GOETSCH, ATTIX, *et al.*, 1991).

O método de calibração proposto por Maréchal, de Almeida; oferece uma abordagem robusta para a obtenção do fator de calibração para fontes de ^{192}Ir . Este método envolve a interpolação entre o fator de calibração para um feixe de raios-X de 250 kV com camada semi-redutora de 2,5mm de Cu (energia efetiva de 131keV) e o fator de calibração para o ^{60}Co , ponderando esses fatores para a média da fluência energética dos três feixes, conforme detalhadamente descrito no procedimento de calibração no ar (MARÉCHAL , DEALMEIDA e SIBATA, 1996) (MARÉCHAL , DEAMEIDA e SIBATA, 1998).

Uma característica fundamental deste método é a padronização da calibração dos feixes de raios-X, ^{60}Co e ^{192}Ir com a mesma capa de equilíbrio eletrônico de $0,555\text{g}/\text{cm}^2$. Essa uniformidade contribui significativamente para preservar o rigor metrológico necessário, garantindo maior exatidão na determinação da intensidade de Kerma no ar das fontes. Além disso, a utilização dessa abordagem é viável para a maioria dos laboratórios de calibração padrão secundário da rede da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), possibilitando uma uniformização da dosimetria dessas fontes entre os diferentes serviços de radioterapia tanto nacional quanto internacionalmente.

A adoção generalizada deste método não apenas promove a precisão e a confiabilidade das medições de intensidade de Kerma no ar das fontes de ^{192}Ir , mas também facilita a comparação e a troca de dados entre os diferentes centros de radioterapia. Isso é crucial para garantir uma prática clínica consistente e de alta qualidade, contribuindo para melhores resultados no tratamento de pacientes com câncer em todo o mundo.

Na prática de braquiterapia de alta taxa de dose (HDR) no Brasil, a determinação da taxa de Kerma no ar para fontes de ^{192}Ir é essencial para garantir a precisão do tratamento. Segundo Renato Di Prinzio e Carlos Eduardo de Almeida (2009), mais de 100 instalações de braquiterapia HDR no Brasil utilizam câmaras do tipo poço para essa

determinação. O método desenvolvido pelo Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR) foi extensivamente testado e é atualmente utilizado para calibrar esses tipos de câmaras. Este sistema mostrou uma máxima divergência de apenas 1,0% entre os coeficientes de calibração obtidos e os certificados de calibração fornecidos pela Universidade de Wisconsin Laboratório Credenciado de Calibração Dosimétrica (Universidade de Wisconsin Accredited Dosimetry Calibration Laboratory) (UWADCL). A comparação direta realizada entre os laboratórios brasileiros e o UWADCL revelou um acordo de 0,9% nos coeficientes de calibração, demonstrando a robustez e a precisão do método empregado (DI PRINZIO e DEALMEIDA, 2009)

Adicionalmente, um estudo sobre a força de Kerma no ar para a fonte de braquiterapia HDR modelo Ir2.A85-2 da Bebig, realizado por Smith no ano de 2017, utilizou a técnica de sete distâncias rastreável pelo Instituto Nacional de Padrões e Tecnologia (NIST). A comparação entre a taxa de Kerma no ar de referência (RAKR) reportada e o Kerma no ar de referência S_K determinada mostrou uma concordância dentro de 0,28% e 0,79%, respectivamente, com os certificados de origem do Phisikalisch Technische bundesanstalt (PTB). Este estudo empregou técnicas de Monte Carlo para validar os coeficientes de calibração de Kerma, indicando diferenças negligíveis entre os diferentes suportes de fonte testados. Os resultados enfatizam a precisão do método de sete distâncias, que hoje é chamado de método das múltiplas distancias e a adequação do orçamento de incerteza estabelecido para calibrações acreditadas, com as diferenças observadas entre as medidas estando dentro da incerteza expandida $k = 2$ relatada para uma calibração acreditada (SMITH, JOHN A., *et al.*, 2017)

Esses estudos destacam a importância da precisão na calibração das câmaras de ionização e dos métodos utilizados para a determinação da taxa de Kerma no ar em tratamentos de braquiterapia HDR, refletindo diretamente na segurança e eficácia dos tratamentos aplicados aos pacientes. A constante evolução das técnicas e a verificação cruzada entre laboratórios internacionais são fundamentais para manter e melhorar a confiabilidade dos procedimentos de calibração em braquiterapia.

SMITH BR. (SMITH, JOHN A., *et al.*, 2017) em sua pesquisa no ano de 2017 buscou realizar uma calibração precisa do Kerma no ar para uma fonte de braquiterapia de alta taxa de dose (HDR) especificamente o modelo Ir2.A85-2 de ^{192}Ir , fabricado pela Mallinckrodt Medical. O objetivo principal do estudo foi calibrar essa fonte de irídio-192 usando a técnica de sete distâncias, que é uma metodologia rastreável pelo NIST (NIST,

2024) e desenvolvida pela Universidade de Wisconsin. A pesquisa comparou os valores de S_K obtidos através desta técnica com o valor do Kerma no ar de referência (RAKR) indicada no certificado emitido pelo laboratório primário Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) de Berlim, Alemanha, e com a S_K indicada no certificado do fabricante da fonte.

O método empregado envolveu o uso de câmaras padrão de transferência de calibração dosimétrica da Universidade de Wisconsin (UWADCL) junto com a técnica de sete distâncias para medir a S_K . Além disso, a pesquisa incorporou técnicas de Monte Carlo (MCNP6) para comparar coeficientes de calibração de S_K teóricos para uma câmara de bem HDR1000 Plus, utilizando diferentes suportes de modelo (70010 e 70110) para identificar qualquer dependência do suporte na medição. A distribuição de dose da fonte foi também avaliada em um fantoma usando filme radio-cromático (EBT3, Ashland).

Para garantir a precisão e a confiabilidade dos resultados, o algoritmo de sete distâncias foi codificado e validado em MATLAB (R2013b), e foi comparado com simulações de MCNP6 que permitiram modelar variações de deslocamento de distância entre posições nominais. Uma simulação de Monte Carlo em MATLAB foi usada para determinar a incerteza média nos cálculos da S_K a partir do algoritmo de sete distâncias.

Os resultados do estudo de SMITH BR. mostraram uma excelente concordância entre a S_K medida usando a técnica de sete distâncias e os valores de S_K reportados tanto pelo PTB quanto pelo fabricante, com desvios menores que 1%. As análises de Monte Carlo confirmaram que não havia diferenças significativas nos coeficientes de calibração de S_K para a câmara de bem HDR1000 Plus, independentemente do suporte utilizado. A pesquisa também demonstrou que a distribuição de dose da fonte é simétrica e que pequenos desvios nas posições medidas podem afetar a S_K calculada em menos de 0,24%. SMITH BR e WS. validou a técnica de sete distâncias como um método confiável e preciso para a calibração de S_K de fontes de braquiterapia HDR, reforçando que o atual padrão de calibração usado pelo UWADCL é adequado para fontes como o modelo Bebig Ir2.A85-2 de ^{192}Ir . Esta contribuição é essencial para garantir a precisão das aplicações clínicas em tratamentos de braquiterapia.

Ao longo dos anos, tem se estudado no Laboratório de ciências radiológicas (LCR) melhorias na metodologia de calibração de câmaras poço bem como a padronização da dosimetria das fontes de ^{192}Ir HDR (alta taxa de dose). Até o momento

a grandeza recomendada para a especificação de fontes de braquiterapia gama ainda é a medida da taxa de Kerma ao ar, a uma distância de referência de 1 m, corrigida para a atenuação e dispersão de ar.

1.2. Objetivos

O objetivo deste trabalho foi avaliar o impacto do suporte de fixação de alumínio na determinação da taxa de Kerma no ar de referência (RAKR), utilizando um sistema de calibração experimental desenvolvido no Laboratório de Ciências Radiológicas da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (LCR-UERJ). A investigação foi conduzida através de simulações computacionais empregando o método Monte Carlo com o código Penélope. Para tal, a câmara de ionização foi estrategicamente posicionada em duas localizações fixas, inicialmente a 1 cm da fonte e posteriormente a 10 cm da mesma.

Essas posições específicas foram escolhidas com o intuito de permitir uma avaliação minuciosa das influências do suporte de fixação nas medições do RAKR. A proximidade de 1 cm entre a câmara e a fonte intensifica as interações radiativas, o que é ideal para analisar como a intensidade da radiação e a dispersão causada pelo suporte de fixação de alumínio podem alterar os resultados de calibração. Em contraposição, a posição de 10 cm permite explorar o comportamento da radiação em uma distância moderada, onde os efeitos de atenuação são mais evidentes e a influência do suporte pode ser caracterizada de maneira distinta.

Adicionalmente, o estudo buscou determinar o fator de correção necessário devido à geometria das fontes de ^{192}Ir , aspecto crucial para assegurar a precisão das medições e a eficácia do sistema de calibração em proporcionar dados confiáveis para aplicações clínicas e de pesquisa.

Objetivos específicos foram estabelecidos a fim de alcançar o objetivo principal de maneira simplificada, destacam-se:

a) Situação – Foi realizada a comparação dos resultados experimentais com os resultados computacionais, a verificação da lei do inverso do quadrado da distância, a determinação de Kerma no ar de referência utilizando câmaras do tipo dedal, a análise do

espectro da fonte com e sem encapsulamento e a identificação da posição da fonte para a região de ionização máxima para a câmara Sourcecheck 4PI (Tipo Poço).

b) Convergência – convergência de capacidades entre o Método de monte Carlo MMC (como modelo preditivo), para a validação da simulação computacional.

c) Apoio ao processo decisório – uma vez estabelecido o passo b acima, este entra em comunicação para que sejam tomadas as decisões com base em estados reais e previsões com validade científica.

1. 3. Relevância

As principais contribuições desta Tese serão:

a) Determinar fatores de correção que contribuam na redução da incerteza associada a determinação do RAKR

b) Garantir a rastreabilidade da grandeza dosimétrica associada às fontes radioativas à Rede Internacional de Metrologia das Radiações Ionizante;

c) Determinar o Kerma no ar de fontes de ^{192}Ir de alta taxa de dose com elevada confiabilidade e menor incerteza possível de modo que isto possa se refletir numa melhora no planejamento do tratamento de pacientes.

d) Obter uma metodologia que garanta que as altas doses aplicadas ao tumor, num curto espaço de tempo, estejam adequadas ao planejamento estabelecido para o tratamento dos pacientes.

1. 4. Organização Do Trabalho

Esta Tese está dividida em 5 capítulos. Após a introdução, é apresentado, no capítulo 2, a fundamentação teórica do trabalho e as revisões de bibliografias usadas neste trabalho para estudo da características físicas do sistema de calibração, compressão teórica do sistema de fixação de Al bem como das câmaras de ionização e de toda a física empregada na determinação do Kerma no ar de referência.

No capítulo 3 serão descritos os materiais e métodos, que darão as condições necessárias para realizar a simulação computacional, tais como: os dados utilizados na criação da geometria das câmaras; das fontes; do suporte de fixação de Al; da linguagem computacional empregados para a realização do estudo e as ferramentas do código Penélope.

No capítulo 4 serão apresentados os respectivos resultados e discussão obtidos neste trabalho, tais como: a análise a influência do suporte de fixação de alumínio; usado para obter a grandeza física Taxa de Kerma no ar de Referência (RAKR) determinando-se fatores de correção devido a radiação espalhada; determinação do fator de correção devido a geometria das fontes. Também, serão apresentados, os parâmetros empregados para validar a simulação computacional que foram: a verificação da lei do inverso do quadrado da distância; a determinação de Kerma no ar de referência utilizando câmaras do tipo dedal; a análise do espectro da fonte com e sem encapsulamento e a identificação da posição da fonte para a região de ionização máxima para a câmara Sourcecheck 4PI (Well Type).

No capítulo 5 serão apresentadas as conclusões obtidas neste trabalho a partir do estudo proposto.

CAPÍTULO II

2. Fundamentos Teóricos

Nesta fundamentação teórica, serão abordados os conceitos físicos necessários bem como as referências bibliográficas que servirão de base para o estudo do problema apresentado neste trabalho, com o intuito de levar a compreensão dos procedimentos adotados para a modelagem de sistema de calibração, tais como: as fontes de ^{192}Ir , as câmaras de ionização (Tipo Farmer e tipo Poço) sistema de posicionamento de alumínio, objetivando a obtenção dos fatores de correção devido a influência do suporte de fixação de Al e devido a geometria das fontes de ^{192}Ir , o Kerma no ar de referência, bem como obter as incertezas no método de obtenção desses fatores. Assim, neste capítulo, serão apresentados os estudos das bases física, teóricas e computacionais empregado num setup experimental desenvolvido para este fim.

2.1. O câncer

O câncer é considerado um dos principais problemas de saúde pública global, sendo uma das maiores causas de morte e representando uma barreira significativa para o aumento da expectativa de vida em todo o mundo. Em muitos países, é a primeira ou segunda maior causa de morte prematura, antes dos 70 anos de idade. De acordo com Sung. (SUNG, JACQUES, *et al.*, 2021), o impacto crescente da incidência e mortalidade por câncer é observável no cenário mundial. Esse aumento é resultado das transições demográfica e epidemiológica que o mundo está passando. A transição demográfica é marcada por uma redução nas taxas de fertilidade e mortalidade infantil, junto com um aumento na proporção de idosos na população. Já a transição epidemiológica envolve uma substituição gradativa das mortes por doenças infecciosas para mortes por doenças crônicas. O envelhecimento populacional, aliado a mudanças de comportamento e ambientais, que incluem alterações estruturais impactando a mobilidade, recreação, dieta e exposição a poluentes ambientais, contribui para o aumento da incidência e mortalidade

por câncer, conforme descrito por Wild, Weiderpass e Stewart (WILD, WEIDERPASS e STEWART, 2020).

Nos países com alto Índice de Desenvolvimento Humano (IDH), o impacto nas taxas de incidência e mortalidade por câncer é mitigado através de intervenções eficazes para prevenção, detecção precoce e tratamento. Entretanto, em países em transição, essas taxas continuam crescendo ou se mantêm estáveis. O desafio para os países de baixo e médio desenvolvimento é utilizar melhor os recursos e esforços para tornar o controle do câncer mais efetivo. No Brasil, observou-se, na última década, uma melhora significativa na disponibilidade e qualidade das informações sobre incidência e mortalidade por câncer, suportadas por dados de registros de câncer (populacionais e hospitalares) e do Sistema de Informações sobre Mortalidade (SIM). Esses dados fornecem subsídios para que os gestores monitorem e organizem as ações de controle do câncer e direcionem pesquisas na área.

Em 2020, as estimativas do observatório global do câncer, elaboradas pela Agência Internacional de Pesquisa sobre o Câncer (International Agency for Research on Cancer) (IARC), indicaram a ocorrência de 19,3 milhões de novos casos de câncer no mundo, dos quais 18,1 milhões excluíaam os casos de câncer de pele não melanoma. Estatísticas apontam que um em cada cinco indivíduos desenvolverá câncer ao longo da vida, com os dez principais tipos de câncer representando mais de 60% do total de casos novos. O câncer de mama feminina é o mais incidente globalmente, seguido pelo câncer de pulmão, cólon e reto, próstata e pele não melanoma (J, STELIAROVA-FOUCHER, *et al.*, 2013) (SUNG, JACQUES, *et al.*, 2021)).

No que diz respeito à taxa ajustada de incidência, observou-se que foi 19% maior em homens (222,0 por 100 mil) do que em mulheres (186,0 por 100 mil), com variações entre as diferentes regiões do mundo. Nos países com maior IDH, as taxas de incidência observadas em homens foram quase cinco vezes maiores que em países com baixo IDH, enquanto nas mulheres, essa proporção foi de quatro vezes. Nos países com alto IDH, o câncer de pulmão é o mais incidente, enquanto nos países com baixo ou médio IDH, o câncer de próstata é mais incidente, seguido pelo câncer de pulmão e o câncer de lábio e cavidade oral (SUNG, JACQUES, *et al.*, 2021).

Para o Brasil, as estimativas para o triênio de 2023 a 2025 indicam a ocorrência de 704 mil casos novos de câncer, excluídos os casos de câncer de pele não melanoma.

Estima-se que os tipos de câncer mais frequentes em homens serão pele não melanoma, próstata, cólon e reto, pulmão, estômago e cavidade oral. Entre as mulheres, os cânceres mais frequentes serão de pele não melanoma, mama, cólon e reto, colo do útero, pulmão e tireoide. A taxa ajustada de incidência, excluindo o câncer de pele não melanoma, foi 17% maior em homens do que em mulheres, e é considerada intermediária, compatível com as taxas para países em desenvolvimento. A distribuição da incidência por região geográfica mostra que as regiões Sul e Sudeste concentram cerca de 70% da incidência, sendo que, na região Sudeste, encontra-se a metade dos casos (INCA, 2023).

2.1.1. A braquiterapia de alta taxa de dose (HDR), LDR (braquiterapia de baixa taxa de dose)

A braquiterapia de alta taxa de dose (HDR), uma forma avançada de radioterapia interna, é caracterizada pela administração localizada de doses elevadas de radiação em tumores cancerígenos. Nesse método, uma fonte radioativa, frequentemente à base de irídio-192, é temporariamente posicionada dentro ou em proximidade ao tumor (MADIREDDY, VERMA, *et al.*, 2022).

A distinção primordial da HDR reside na entrega de doses terapêuticas em um curto intervalo de tempo, tipicamente em frações de minutos (MENDEZ e MORTONCORRES, 2018). Tal abordagem viabiliza a administração intensiva de radiação diretamente no local do tumor, maximizando a eficácia do tratamento e minimizando a exposição de tecidos adjacentes.

A flexibilidade da técnica HDR permite a personalização precisa da dose de radiação, adaptando-a conforme a forma e dimensões do tumor. Além disso, a temporariedade da presença da fonte radioativa no paciente contribui para a segurança, uma vez que a fonte é removida após cada sessão de tratamento.

A HDR é amplamente empregada no tratamento de diversos tipos de câncer, incluindo câncer de próstata, mama, colo do útero e endométrio (NATH, LOWELL L, *et al.*, 1995). Sua eficácia é respaldada por estudos clínicos, consolidando-a como uma abordagem valiosa no combate ao câncer.

Entre as fontes bibliográficas relevantes para a braquiterapia de alta taxa de dose, destacam-se trabalhos que abordam temas como Radiobiologia, física médica e avanços tecnológicos em equipamentos e métodos de tratamento (MENDEZ e MORTONCORRES, 2018). Além disso, protocolos clínicos específicos e diretrizes regulatórias contribuem para fundamentar a prática segura e eficaz da HDR, assegurando uma abordagem terapêutica oncológica de alta qualidade.

A braquiterapia também conhecida como radioterapia interna, radioterapia de fonte selada (Figura 2. 1), curieterapia ou endocurieterapia é utilizada normalmente como tratamento eficaz contra câncer do colo do útero, da próstata, da mama e da pele, podendo também ser utilizada no tratamento de tumores em diversas outras áreas do corpo. A braquiterapia pode ser utilizada independentemente ou em combinação com outras terapêuticas, como a cirurgia, Radioterapia de Raios Externos (EBRT) e Quimioterapia.



Figura 2. 1- Fonte de Braquiterapia. (NUCLEORAD, 2024)

Quanto às taxas de dose de radiação, os procedimentos são classificados em braquiterapia com altas ou baixas taxas de dose, respectivamente HDR e LDR (*braquiterapia de baixa taxa de dose*). Na braquiterapia HDR, o material radioativo permanece por poucos minutos no interior do organismo, este tempo é calculado para ser o suficiente para a liberação da dose planejada de radiação ao tumor. No caso de

tratamentos com LDR, a fonte de radiação é mantida no interior do corpo durante um período mais prolongado, geralmente por dia, ou implantada definitivamente.

A braquiterapia pode ser realizada por meio da inserção do material radioativo no interior do órgão. Essa técnica, frequentemente empregada no tratamento dos tumores ginecológicos, recebe o nome de intracavitária. Outra técnica de braquiterapia é a endoluminal ou intraluminal, na qual a fonte de radiação é posicionada no interior de um órgão tubular, como o brônquio pulmonar ou o esôfago, através de um catéter, para liberar altas doses de radiação, por um curto período. Existe também a braquiterapia intersticial (em meio ao tecido), em que o material radioativo é introduzido na área comprometida pela doença (NATH, LOWELL L, *et al.*, 1995).

Este tratamento surgiu com a descoberta da radioatividade em 1896 com Henri Becquerel e do ^{226}Ra por Pierre e Marie Curie em 1898 que foi considerado o isótopo de referência em todas as aplicações de Braquiterapia. A partir de 1950 surgiram radionuclídeos produzidos artificialmente em reatores nucleares como o ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{198}Au , ^{192}Ir e ^{125}I e foram substituindo o ^{226}Ra devido a questões de proteção radiológica dos profissionais e dos doentes submetidos ao tratamento com este radionuclídeo (NATH, LOWELL L, *et al.*, 1995).

A braquiterapia (BT) consiste no tratamento utilizando a radiação emitida por uma fonte radioativa selada e encapsulada, colocada a curta distância do tumor, por oposição à Radioterapia Externa (RTE) onde a fonte emissora de radiação está distante do tumor. Além disso, a distribuição de dose obtida com a BT apresenta um gradiente de dose muito acentuado em relação à distribuição obtida com a RTE, por isso permite administrar uma dose elevada no tumor com uma significativa redução da dose nos órgãos e tecidos são adjacentes. Estas diferenças constituem as grandes vantagens da BT, as quais contribuíram para o aumento da sua importância sobretudo no tratamento de tumores malignos em estado precoces. Contudo, dado o elevado gradiente de dose que a BT permite obter, uma diferença da ordem de poucos milímetros relativamente à posição planeada da fonte e do aplicador, pode levar a alterações consideráveis na dose calculada quer no volume a tratar quer nos órgãos de risco adjacentes (NATH, LOWELL L, *et al.*, 1995).

2.2. Técnicas em Braquiterapia

Existem diferentes técnicas utilizadas em BT e são classificadas de acordo com o local de posicionamento do radionuclídeo, duração da irradiação e taxa de dose (LIMBERGEN, JANUSZ e RICHARD , 2017).

2.2.1 Local de posicionamento do isótopo

BT Intersticial: a fonte radioativa é colocada diretamente ou através de cateteres específicos no tecido tumoral. Está indicado para o tratamento de tumores de cabeça e pescoço, mama, pele, bexiga, próstata, sarcoma de tecidos moles e ginecológicos.

BT Intracavitária: a fonte é posicionada no interior de um aplicador apropriado colocado em cavidades naturais do corpo na proximidade do tumor. Aplica-se sobretudo a tumores ginecológicos e da nasofaringe. **BT Intraluminal:** a fonte é posicionada na proximidade de tumores localizados em órgão tubulares como o esófago, brônquios, ducto biliar e vasos sanguíneos através da utilização de cateteres adequados.

BT Superfície: permite tratar lesões superficiais a nível da pele, sarcoma de tecidos moles e também lesões oculares com poucos milímetros de profundidade, através da colocação da fonte na proximidade do tumor.

2.1.2. Taxa de dose

Os implantes de BT também podem ser classificados de acordo com o débito de dose, apesar de ainda não existir um consenso quanto aos limites de cada categoria, apresenta-se aqui a definição segundo o ICRU38 (DE ALMEIDA e ALMOND, 1997):

- Baixa taxa de dose (*LDR – Low dose rate*): 0,4 - 2 Gy/h
- Média taxa de dose (*MDR – Medium dose rate*): 2 - 12 Gy/h
- Alta taxa de dose (*HDR – High dose rate*): > 12 Gy/h

Os tratamentos com LDR são tipicamente implantes permanentes onde as fontes são posicionadas manualmente no volume a tratar. Podem ser também implantes temporários que requerem 3 a 5 dias de tratamento, pelo que o doente tem de permanecer

hospitalizado. Existem já equipamentos de LDR por controlo remoto, mas são pouco utilizados. A sua grande vantagem é a nível radio biológico pois permite a irradiação contínua do volume tumoral. Os tratamentos com MDR são muito pouco utilizados dado que existe uma exposição elevada se a fonte for posicionada manualmente e por outro lado não permite realizar tratamentos em regime ambulatorio. No caso dos tratamentos com HDR a fonte é sempre posicionada através de controlo remoto, estes equipamentos debitam 100 a 300Gy por hora, permitindo assim administrar o tratamento em poucos minutos sem a necessidade de internamento.

Reduzir ou aumentar a taxa de dose na BT equivale a reduzir ou aumentar a dose por fracção na RTE, assim, a variação da taxa de dose tem implicações a nível dos mecanismos radio biológicos. Se a taxa de dose aumenta, a radiosensibilidade das células normais e tumorais aumenta. Contudo, a radiosensibilidade das células sãs aumenta mais rapidamente que a das células tumorais. Assim, nos tratamentos de HDR está limitação é superada através de (THOMADSEN, RIVARD e BUTLER, 2005):

- Tratamentos fraccionados;
- Optimização da distribuição de dose variando os *tempos de permanência e posição de permanência* de modo a obter uma distribuição mais conformada do que com LDR;
- Maior estabilidade no posicionamento dos aplicadores devido à curta duração dos tratamentos;
- Redução da dose nos tecidos sãos pois o médico tenta afastar os Órgãos de riscos (OAR's) do volume de tratamento em cada fracção, assim é possível adaptar a distribuição em função da posição que os OAR's assumem em cada dia de tratamento.

A braquiterapia, especialmente na forma de alta taxa de dose (HDR), representa um avanço significativo no tratamento do cancro. Com a capacidade de entregar doses concentradas de radiação diretamente ao tumor em um período curto, essa tecnologia não só otimiza a eficácia do tratamento, mas também minimiza o impacto sobre os tecidos saudáveis circundantes. Os desenvolvimentos contínuos em técnicas de braquiterapia, combinados com uma compreensão mais profunda da Radiobiologia e da física médica, têm permitido tratamentos mais seguros e personalizados, transformando positivamente os resultados para os pacientes com cancro.

A adoção de padrões rigorosos, o desenvolvimento de novos isótopos radioativos e o aperfeiçoamento das técnicas de posicionamento da fonte são alguns dos aspectos que continuam a evoluir na prática da braquiterapia. Isso reflete não apenas no avanço da ciência médica, mas também na qualidade de vida dos pacientes, oferecendo esperança e eficácia no combate a uma das doenças mais desafiadoras do mundo.

2.3. Características das Fontes Radioativas

A normalização do isótopo de ^{192}Ir de baixa taxa de dose foi iniciada em 1977 pelo National Institute of Standards and Technology (NIST), anteriormente conhecido como National Bureau of Standards, nos Estados Unidos. Este processo contou com a colaboração significativa das empresas que forneciam tais fontes radioativas. Uma década mais tarde, em 1987, a American Association of Physicists in Medicine (AAPM) estabeleceu o Task Group 32. O principal propósito deste grupo de trabalho era desenvolver e recomendar um protocolo de dosimetria que abrangesse o formalismo para o cálculo de dose, assim como estabelecer os parâmetros relevantes para a dosimetria. Este esforço coletivo, conforme documentado por Borg e Rogers em 1999, marcou um avanço significativo na padronização dos procedimentos de dosimetria para o uso seguro e eficaz do ^{192}Ir em aplicações médicas (WILLIAMSON e NATH, 1991).

2.3.1. O espectro da fonte de ^{192}Ir

O isótopo de irídio ^{192}Ir apresenta um modo predominante de decaimento por transição beta negativa (β^-), que ocorre em 95,13% dos casos, levando a níveis excitados da platina ^{192}Pt . Adicionalmente, o isótopo sofre captura eletrônica em 4,87% dos eventos, resultando em níveis excitados do ósmio- ^{192}Os , conforme descrito por Lagoutine *et al*, (LAGOUTINE , CORSO e LEGRAND, 1999). A distribuição energética dos fótons emitidos por uma fonte aberta de ^{192}Ir é ilustrada na Figura 2. 2, baseando-se nos estudos de Duchemin e Coursol (DUCHEMIN e COURSOL, 1993).. Além disso, a meia-vida recomendada para o ^{192}Ir , conforme estipulado por Podgorsak, *et al*, (PODGORSAK

, DEWERD, *et al.*, 1992), é de 73,827 dias, estabelecendo um parâmetro crucial para o manejo e uso efetivo deste radioisótopo em aplicações médicas e industriais.

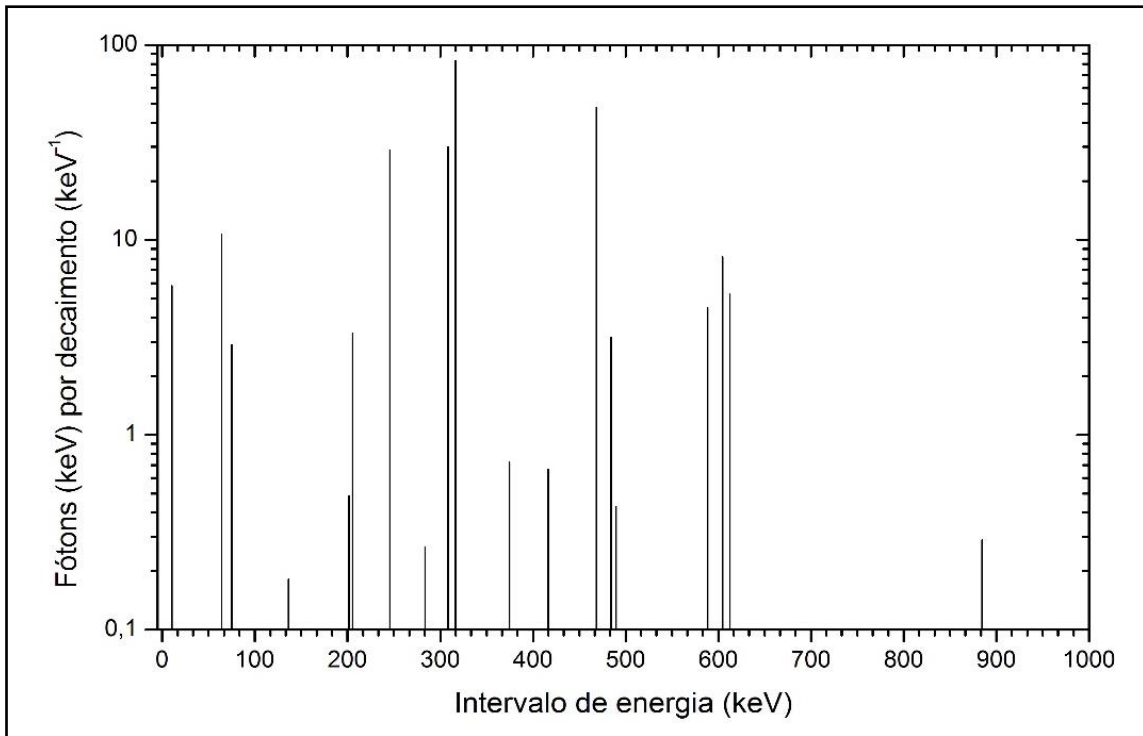


Figura 2. 2- Espectro de fótons de uma fonte aberta de ^{192}Ir ROGERS, 1999.

As alterações no espectro de radiação das fontes de irídio ^{192}Ir encapsuladas são significativas, influenciadas pela interação dos fótons com o material do encapsulamento. A absorção de fótons de baixa energia pelo material da cápsula modifica o espectro original. A Figura 2. 3, ilustrada com dados de simulações Monte Carlo por Borg e Rogers (ROGERS, 1999) ,apresenta o espectro de fluência de uma fonte encapsulada. A curva (a) corresponde ao espectro de uma fonte do equipamento de pós-carga remota microSelectron da Nucletron, encapsulada em aço inoxidável, enquanto a curva (b) representa o espectro de uma fonte encapsulada em platina, produzida pela Alpha Omega. Estas variações no espectro de fluência são principalmente atribuídas à absorção de radiação em baixa energia (menos de 50 keV) e à contribuição da radiação de bremsstrahlung, em comparação ao espectro de uma fonte não encapsulada, mostrado na Figura 2. 2.

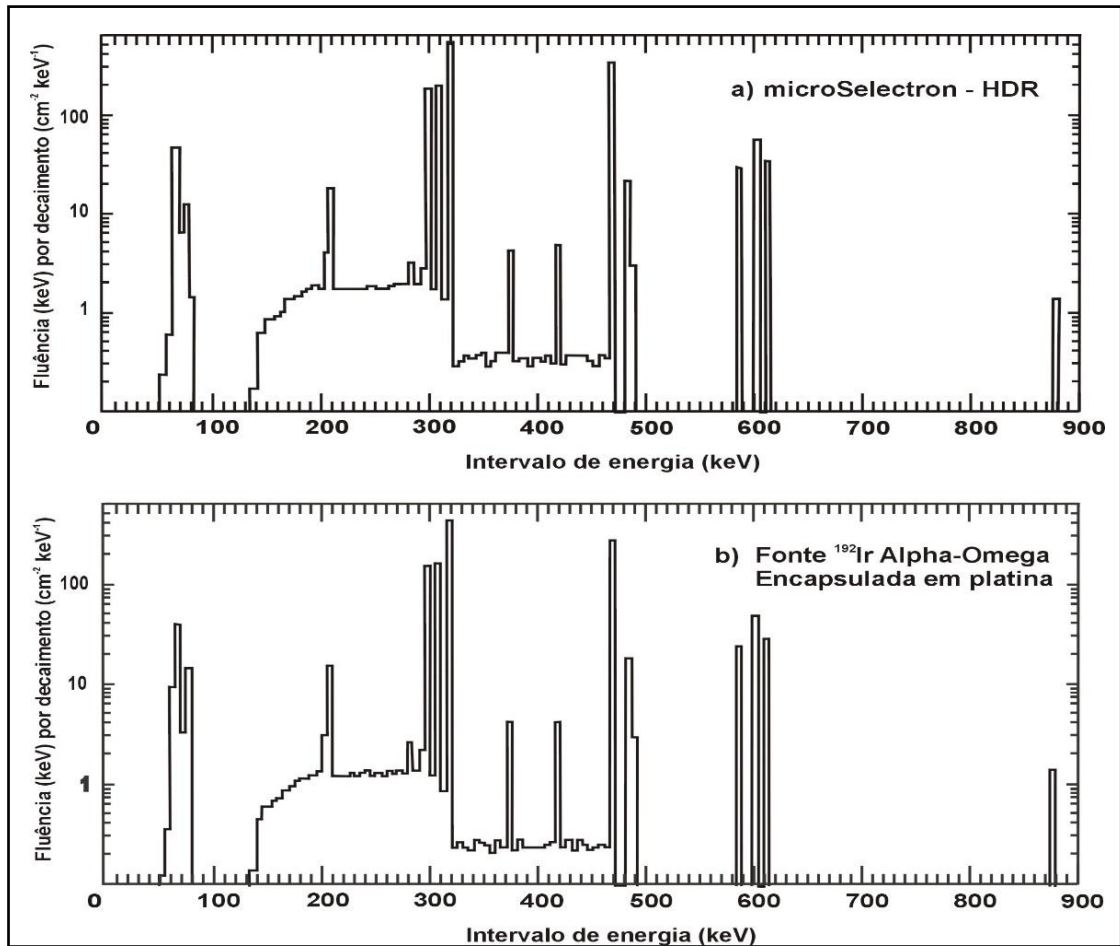
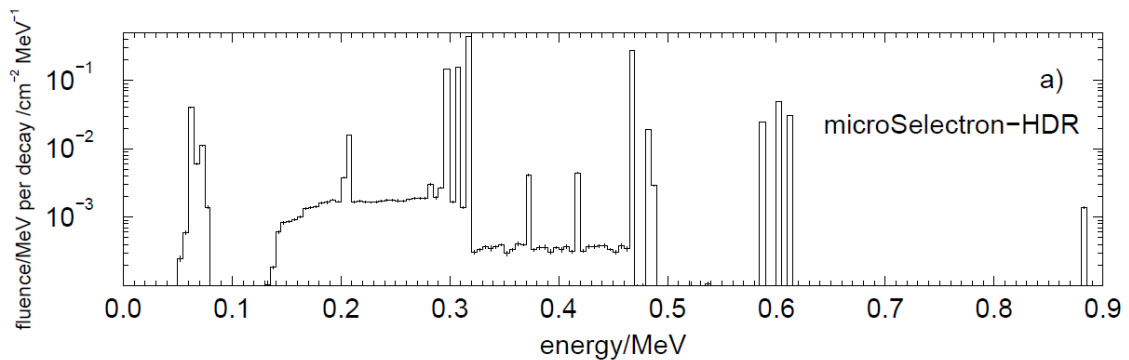


Figura 2. 3- Espectro de fluência da fonte de ^{192}Ir do equipamento *microSelectron* (a) e a fonte fabricada pela Alpha Ômega e encapsulada (b) (ROGERS, 1999).

Naeem e outros autores (NAEEM, CHEN, *et al.*, 2016), também fizeram a investigação dos parâmetros dosimétricos de uma fonte *MicroSelectron* de alta taxa de dose usando código computacional EGSnrc, Figura 2. 4.



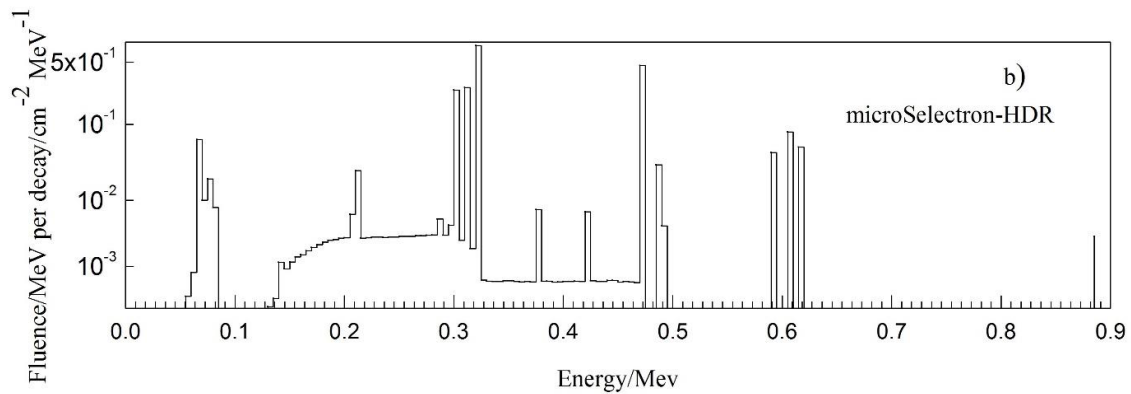


Figura 2. 4- Espectro de fluência da fonte de ^{192}Ir do equipamento *microSelectron* (a) e a fonte fabricada pela Alpha Ômega e encapsulada (b) (NAEEM, CHEN, *et al.*, 2016) .

Objetivo deste estudo de Naeem et al foi simular a fonte de braquiterapia HDR MicroSelectron v2 de ^{192}Ir e calcular a força de Kerma no ar, a constante de taxa de dose, a função de dose radial e a função de anisotropia estabelecidas no protocolo atualizado do Grupo de Trabalho 43 da AAPM. O pacote de código Monte Carlo EGSnrc é usado para calcular esses parâmetros dosimétricos, incluindo a contribuição da dose de fontes de elétrons secundários e também a contribuição dos fótons de bremsstrahlung para a força de Kerma no ar (NAEEM, CHEN, *et al.*, 2016)

A Figura 2. 5, apresenta um desenho esquemático da fonte utilizada no equipamento de pós-carga remota *microSelectron*. Esta fonte consiste em um cilindro metálico de irídio com 3,6 mm de comprimento e 0,65 mm de diâmetro, contendo uma distribuição uniforme de ^{192}Ir . O encapsulamento é realizado com uma cápsula de aço inoxidável AISI 316 L, que possui 0,9 mm de diâmetro externo e é soldada a um cabo de aço com 0,7 mm de espessura

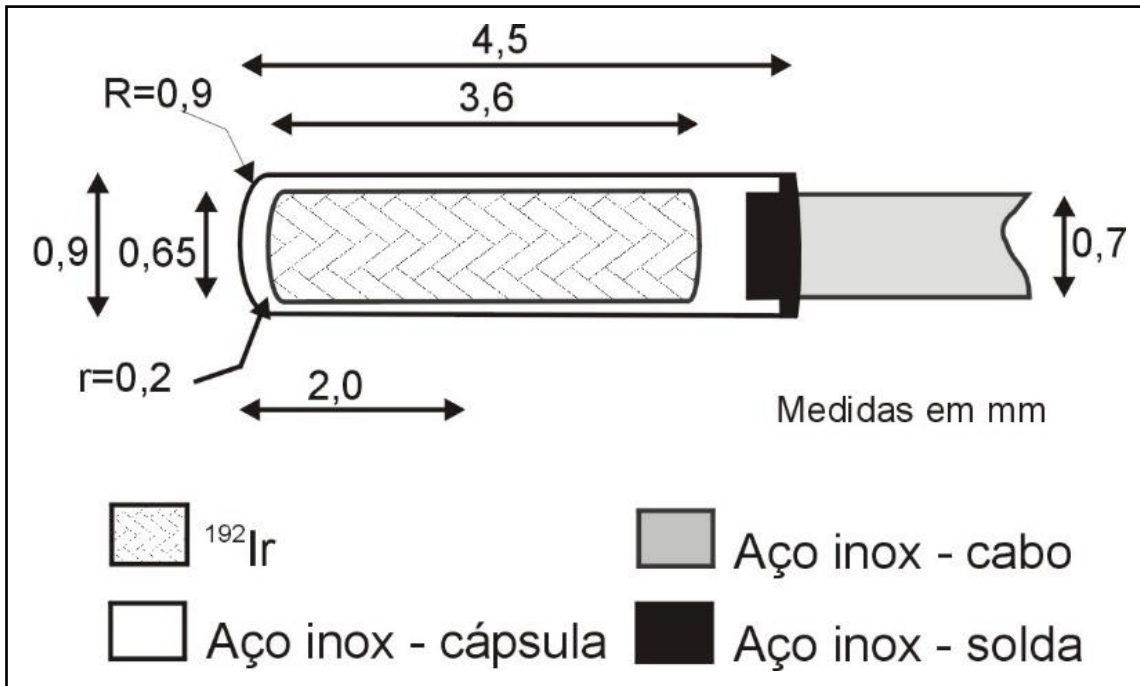


Figura 2. 5- Desenho esquemático de uma fonte de ^{192}Ir de alta taxa de dose usada no equipamento de pós-carga remota *microSelectron* de acordo com (ROGERS, 1999).

Portanto, o desenho esquemático não apenas fornece uma visualização técnica das características físicas da fonte de ^{192}Ir , mas também destaca a engenharia cuidadosa envolvida na criação de dispositivos médicos que são seguros, eficazes e confiáveis para tratamentos de braquiterapia.

É essencial obter informações quantitativas sobre a dispersão de fótons em torno de fontes de braquiterapia para elaborar formalismos de cálculo de dose que possibilitem a previsão de parâmetros dosimétricos com um mínimo de empírico. A caracterização da absorção e dispersão de fótons ao redor de fontes de braquiterapia pode ser realizada através do fator de atenuação tecidual, o qual é definido pela relação entre a dose em água e o Kerma no ar em espaço livre. Esta abordagem permite uma análise mais precisa e científica dos fenômenos envolvidos na interação da radiação com o tecido biológico (CHO, MULLER-RUNKEL e HANSON, 1999).

2.3.2. Características das Fontes Radioativas

Na braquiterapia, a seleção da fonte radioativa é crítica e varia de acordo com as características físicas da mesma. A escolha da fonte apropriada para um tratamento específico depende de múltiplos fatores essenciais, que incluem:

I) Energia dos Fótons Emitidos: A energia dos fótons emitidos pela fonte radioativa é um fator crucial, pois determina o grau de penetração dos fótons nos tecidos do paciente. Fótons com maior energia têm capacidade de penetrar mais profundamente, o que é benéfico para tratar tumores localizados mais internamente, sem causar danos excessivos aos tecidos superficiais. Além disso, a energia dos fótons tem implicações significativas para a proteção radiológica, exigindo barreiras mais robustas em casos de radiações de alta energia para proteger tanto os profissionais de saúde quanto o ambiente (MARTINE BÉ, CHISTÉ, *et al.*, 2020).

II) Atividade da Fonte: A atividade de uma fonte radioativa, medida em becquerel (Bq) ou curies (Ci), indica a quantidade de desintegrações radioativas que ocorrem por segundo. Uma atividade mais alta permite a entrega de uma dose maior de radiação em um período mais curto, o que pode ser desejável em tratamentos que requerem alta intensidade. A escolha da atividade adequada depende do plano de tratamento específico e dos objetivos terapêuticos, equilibrando eficácia e segurança (MARTINE BÉ, CHISTÉ, *et al.*, 2020).

III) Período de Semidesintegração: Também conhecido como meia-vida, o período de semidesintegração de uma fonte radioativa é o tempo necessário para que metade dos átomos da fonte se desintegre. Este fator é crucial para determinar a duração da eficácia da fonte e a frequência com que a fonte precisa ser substituída. Fontes com meias-vidas longas são preferíveis em situações onde tratamentos prolongados são necessários, enquanto fontes com meias-vidas curtas são adequadas para tratamentos mais intensos e de curta duração (MARTINE BÉ, CHISTÉ, *et al.*, 2020).

As fontes mais comuns em braquiterapia (BT) são o ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{198}Au , ^{192}Ir , ^{125}I e ^{103}Pd , predominantemente devido à emissão de fótons gama, estas fontes são disponibilizadas em variadas formas geométricas, como agulhas, tubos, fios, sementes e esferas. Independente da forma, todas são encapsuladas para evitar a dispersão de material

radioativo, conferir rigidez à fonte para facilitar seu posicionamento no local de tratamento e servir como barreira contra partículas β geradas pelo decaimento radioativo (MARTINE BÉ, CHISTÉ, *et al.*, 2020). As principais configurações geométricas das fontes utilizadas em BT incluem:

^{137}Cs : Existem em formas de agulhas, tubos e esferas, todas encapsuladas em aço inoxidável com espessura de 0,1 mm.

^{60}Co : Apresentam-se em forma de esferas, com uma atividade de 0,5 Ci por esfera e encapsuladas em platina, com espessura entre 0,1 mm a 0,2 mm.

^{192}Ir : Disponível em forma filiforme, podendo ser constituído de 100% de Irídio ou uma liga de 75% de Irídio e 25% de Platina. Também é encontrado em sementes encapsuladas em 0,1 mm de platina ou em uma dupla cápsula de 0,1 mm de aço inoxidável cada. É comum o uso de fontes de aproximadamente 10 Ci em equipamentos de alta taxa de dose.

^{125}I , ^{103}Pd e ^{198}Au : Estão disponíveis exclusivamente em forma de sementes, sendo implantadas diretamente no volume tumoral.

O ^{192}Ir destaca-se por sua energia média de 397 keV e uma camada semirredutora de apenas 0,3 cm de chumbo, o que o torna mais facilmente blindado em comparação com as fontes de ^{60}Co e ^{137}Cs . Com sua alta atividade específica de 17 TBq/g, permite a construção de fontes de alta atividade (400 GBq) em um tamanho compacto (0,6 mm a 1,1 mm), adequado para tratamentos intersticiais, intraluminais e intracavitários. Apesar de ter uma meia-vida de 73,83 dias, o ^{192}Ir é a fonte mais empregada em equipamentos de pós-carga remota (PODGORSAK, DEWERD, *et al.*, 1992). As propriedades físicas dos radionuclídeos mencionados estão detalhadas na Tabela 2. 1 (MARTINE BÉ, CHISTÉ, *et al.*, 2020).

Tabela 2. 1- Propriedades físicas de radionuclídeos utilizados em equipamentos de pós-carga remota (adaptada de (MARTINE BÉ, CHISTÉ, *et al.*, 2020)).

<i>Parâmetro</i>	<i>Símbol</i>	<i>Unidade</i>	^{60}Co	^{137}Cs	^{192}Ir
<i>Físico</i>	<i>o</i>				
Meia vida	$T_{1/2}$	(d, a)	5,26 a	30 a	73,83 d
Constante de Kerma no ar para fonte pontual sem encapsulamento	$\Gamma_{\delta,K}$	$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{MBq}^{-1}$	0,3085	0,0773	0,111
Energia máxima ou intervalo de energia da partícula beta	E_{β}	MeV	0,313	0,514 – 1,17	0,24 – 0,67
Energia ou intervalo da energia gama	E_{γ}	MeV	1,17 – 1,33	0,662	0,136 – 1,062
Energia gama média	E_{γ}	MeV	1,25	0,662	0,397
Camada semi redutora na água	CSR_w	cm	10,8	8,2	6,3
Camada semi redutora no chumbo	CSR_{Pb}	cm	1,1	0,65	0,30
Atividade específica	A	TBq/g	7,4	0,4	17
Densidade	ρ	$\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$	8,9	1,87	22,42

2.4. Grandezas básicas e unidades física dosimétricas utilizadas em metrologia das radiações ionizantes.

A dosimetria da radiação ionizante faz uso as grandezas dosimétricas de interesse clínico, necessárias para tratar corretamente o paciente (ICRU39, 1985). Neste sentido deve-se levar em consideração a calibração das fontes de radiação necessária ao planejamento do tratamento do paciente. Em braquiterapia as *grandezas* – caracterização de um fenômeno físico – e as *unidades* – referência adotada para a grandeza são geralmente confundidas pelos especialistas (VIM, 2012).

Visto que, as unidades de intensidade das fontes de radiação foram criadas a partir de medições de grandezas diferentes daquelas associadas às unidades, ao longo dos anos,

foi desenvolvido um conjunto de relações entre as grandezas físicas de proteção radiológica para fins de monitoração de radiação externa. A organização e a padronização dessas grandezas têm sido feitas pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU – *International Commission on Radiological Units and Measurements*) e pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP – *International Commission on Radiological Protection*).

Três tipos de grandezas são especificamente definidos para uso em proteção radiológica: as grandezas físicas as *grandezas limitantes* e as *grandezas operacionais* sendo as grandezas limitantes definidas pela ICRP e são usadas para indicar o risco à saúde humana devido à radiação ionizante já as grandezas operacionais, são definidas pela ICRU e levam em consideração as atividades de radioproteção. A correlação entre as três grandezas está mostrada na Tabela 2. 2 de modo resumido.

Tabela 2. 2- Correlação entre grandezas físicas. Grandezas de proteção e grandezas operacionais.

Grandezas físicas		
Fluência	Kerma	Dose absorvida
Grandezas Operacionais		
Calculada usando Q (L) e fantomas com geometrias diversas como de paralelepípedos as esferas validas com medidas e cálculos. Relacionadas por calibração e cálculos (respostas de instrumentos).		
Equivalente de dose pessoal ($H_p(d)$)	Equivalente de dose ambiente ($H * (d)$)	Equivalente de dose direcional $H'(d, \Omega)$
Grandezas de proteção		
Calculadas usando fatores de conversão ω_T (Fator de peso do Tecido T) e ω_R (Fator de peso da Radiação) e fantomas antropomórficos		
Dose absorvida no órgão (D_T)	Dose equivalente no órgão (H_T)	Dose efetiva (E)
*Grandezas operacionais e de proteção são comparadas por meio de cálculos usando os fatores de ponderação de conversão e fantomas.		

Fonte: Dados da pesquisa: (ICRU33, 1980); (ICRU58, 1997)

2.4.1 Medição Da Atividade, (A)

A atividade da fonte, cuja unidade especial era o Curie (C_i), foi inicialmente definida como a quantidade de radônio em equilíbrio com 1 mg de rádio e, posteriormente, foi alterada para a quantidade de núclídeos radioativo no qual ocorrem $3,7 \cdot 10^{10}$ desintegrações por segundo. Em 1963 o International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) definiu a atividade como sendo $3,7 \cdot 10^{10}$ desintegrações por segundo ($3,7 \cdot 10^{10} \cdot s^{-1}$). Assim, a unidade Curie permaneceu constante, mas a grandeza física para a qual ela era usada mudou de uma relação direta da massa de rádio para uma quantidade de material radioativo que produz uma determinada taxa de desintegração. No Sistema Internacional de Unidades (SI) o Curie não é mais adotado como uma unidade especial, e a unidade especial para a atividade passou a ser o *Becquerel* (B_q), que equivale a uma desintegração por segundo (s^{-1}).

Como para fontes seladas de braquiterapia a grandeza mais importante é a intensidade da radiação emitida pela fonte, os termos *atividade aparentes*, ou *milicuries aparentes*, foram utilizados. A atividade aparente de uma fonte é a atividade de uma fonte pontual sem filtração, do mesmo radionuclídeo da fonte e que possui a mesma taxa de exposição a 1 m no espaço livre que teria a fonte. Essa especificação inclui o efeito da alta absorção, filtração e produção de raios-X na fonte e seu encapsulamento.

A atividade de uma amostra é definida pelo número de átomos radioativos que se desintegram por unidade de tempo: $-\frac{dN}{dt}$, em outras palavras pode ser definida com a velocidade de desintegração dos átomos (ICRP 51, 1987).

Considerando que um instante inicial $t_0 = 0$ tenhamos N_0 átomos radioativos e sendo λ a probabilidade para que um destes átomos se desintegre na unidade de tempo, característica de cada elemento, denominamos também constante de desintegração radioativa do elemento. Assim em um instante $t > t_0$ teremos N átomos radioativos.

Para cada desintegração reduz o número N, que pode ser representado matematicamente como a taxa de desintegração do elemento radioativo como descrito na equação 2. 1.

$$-\frac{dN}{dt} \quad 2.1$$

N decresce como tempo e esta taxa é chamada de atividade,

Se considerarmos esta taxa, temos que o número provável que se desintegra na unidade de tempo será: $\lambda \cdot N$, assim temos a equação 2. 2:

$$-\frac{dN}{dt} = \lambda \cdot N \quad 2.2$$

Que por integração no intervalo $[t_0 = 0 \mapsto t]$, temos a equação 2. 3.

$$\int_{N_0}^N \frac{dN}{N} = -\lambda \int_{t_0}^t dt \quad 2.3$$

Assim, chegasse à equação 2. 4,

$$\ln\left(\frac{N}{N_0}\right) = -\lambda \cdot t \quad 2.4$$

Resolvendo a equação 2. 4 em função de N temos a equação 2. 5

$$e^{-\lambda t} = \frac{N}{N_0} \quad 2.5$$

Reorganizando-se os termos e colocando em função do número de átomos tem-se a equação 2. 6,

$$N = N_0 \cdot e^{-\lambda t} \quad 2.6$$

Onde:

N_0 =é o número de átomos no instante inicial t_0

N =é o número de átomos no instante t

λ =é a constante de desintegração radioativa

t =é o tempo decorrido

e =é a base neperiana.

Se considerarmos, $N = \frac{N_0}{2}$. Temos que $T_{1/2}$

Que após desenvolvimento matemático chegamos à equação 2. 7,

$$T_{1/2} = \frac{0,693}{\lambda} \quad 2. 7$$

Que por definição é a meia vida do elemento radioativo, que é o tempo necessário para que um certo núcleo radioativo tenha o seu número de desintegrações por unidade de tempo, reduzido à metade; Levando -se em consideração a probabilidade de que num intervalo de tempo Δt haverá uma desintegração. Podemos definir a atividade a partir da equação 2. 6 como se segue chegando-se à equação 2. 8,

$$t_0 \mapsto \lambda \cdot N_0 = A_0$$

$$t \mapsto \lambda \cdot N = A$$

$$A = A_0 \cdot e^{-\lambda t} \quad 2. 8$$

Onde:

A_0 = é a atividade num instante inicia t_0

A = é o Atividade após ter decorrido instante t

2.4.2. Exposição (X) e taxa de exposição (Ẋ) numa distância de referência

A grandeza física medida pelos laboratórios de padronização como resultado da ionização numa cavidade de ar a uma determinada distância da fonte recebeu o nome de exposição sendo definida como a razão entre o valor absoluto da carga total (dQ) dos íons de um dado sinal produzido no ar quando todos os elétrons liberados pelos fótons no ar de massa dm são completamente freados (ICRU33, 1980).

A equação 2. 9, descreve esta grandeza e a razão coulomb por unidade de massa tem a sua unidade no SI dada por: $C.kg^{-1}$ chamada Roentgen (R):

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad 2. 9$$

Portanto, pode -se dizer que a exposição é a capacidade de a radiação ionizar o volume de ar. Sendo a unidade no SI o $C.kg^{-1}$ de ar, cabe a relação:

$$1R = 2,58.10^{-4}.C.kg_{ar}^{-1}$$

A taxa de exposição é a variação da exposição no tempo dada pela equação 2. 10

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad 2. 10$$

A intensidade de uma fonte de braquiterapia é determinada pela taxa de exposição no eixo transversal a uma determinada distância da fonte. a unidade SI para taxa de exposição é dada por $C.kg^{-1}.s^{-1}$.

2.4.3. Fluência ou fluência de fótons, (Φ)

A fluência, Φ , é o quociente de dN por da , onde dN é o número de fótons incidentes sobre uma esfera de seção de área da (ICRU58, 1997) como mostra a 2. 11.

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad 2. 11$$

Em outras palavras é a razão entre a energia radiante incidente numa esfera pela secção reta dessa esfera, expressa em $J.m^{-2}$.

Para campos de radiação não monoenergéticos, a grandeza mais apropriada para caracterizar a fluência de energia é a distribuição diferencial da fluência em relação à energia da partícula $\Phi(E)$ que é definida de acordo com a equação 2. 12:

$$\Phi(E) = \frac{d\Phi(E)}{dE} \quad 2. 12$$

A integral dessa distribuição diferencial para todo o espectro de energia das partículas fornece a fluência total é mostrada na equação 2. 13.

$$\Phi = \int_0^{máx} \Phi(E). dE \quad 2. 13$$

2.5. O formalismo TRS 492

Conforme estabelecido pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) nas referências [43, 85–87] (ICRU, 2024), a Taxa de Kerma no Ar de Referência (RAKR, do inglês "Reference Air Kerma Rate") $K_{\delta,R}$ é definida como a taxa de Kerma no ar resultante de fótons cuja energia excede um valor limiar δ . Esta medição é realizada a uma distância Referencial d_R de um metro do centro da fonte, posicionada no plano transversal que é perpendicular ao eixo longitudinal da fonte e o divide ao meio. A RAKR é ajustada considerando a atenuação e o espalhamento do ar, bem como o espalhamento de fótons originado de paredes, pisos, tetos e outros objetos próximos dentro do ambiente (condições no vácuo). Esta definição rigorosa é essencial para a padronização e precisão das medições em aplicações de radioterapia.

De acordo com a definição proposta pela Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM), a força de Kerma no ar (AKS, do inglês "Air Kerma Strength") S_K é definida como a taxa de Kerma no ar (no vácuo, devido a fótons com energia acima de δ) em qualquer distância d do centro da fonte, situada em um plano transversal normal ao eixo longo da fonte e que o divide ao meio. Esta taxa é então multiplicada pelo quadrado da distância d^2 (TRS 492, 2023).

As medições da Taxa de Kerma no Ar de Referência (RAKR) ou da Força de Kerma no Ar (AKS) são realizadas a uma distância significativamente maior que o comprimento linear L da distribuição de radioatividade no núcleo da fonte. Essa condição facilita a aplicação da aproximação de fonte pontual, que é considerada válida quando a distância d é pelo menos dez vezes maior que L . A unidade utilizada para S_K é o micro Gray por metro quadrado por hora ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}$), simbolizada por U , onde 1 U equivale a 1 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}$ ou 1 $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2\cdot\text{h}^{-1}$. Consequentemente, as unidades para $K_{\delta,R}$ e S_K são distintas.

2.5.1. Cálculo da taxa de Kerma no ar de referência (RAKR)

Segundo Borg & Roger (ROGERS e BORG, 1999) a fluência em um ponto P é numericamente igual ao valor esperado da soma dos comprimentos das trilhas das partículas (assumidas como retas) que ocorrem em um volume infinitesimal dV em um ponto “P”. O Kerma no ar está relacionado com a fluência de fótons por meio da equação 2. 14.

$$\dot{K}(d)_{air} = \int_{h.v_{Min}}^{h.v_{Máx}} 1,602 \times 10^{-19} \times \left(\frac{dN(h.v)}{da} \right) \times \left(\frac{\mu_{en}(h.v)}{\rho} \right)_{E,Z} \times \bar{E}_i(h.v) \times d(h.v) \quad 2. 14$$

Onde $\Psi(E) = \frac{dN(h.v)}{dN(h.v)} \left[\frac{Energy}{Área} \right]$ é a fluência em energia e $\left(\frac{\mu_{en}(E)}{\rho} \right)_{E,Z} \left[\frac{cm^2}{g} \right]$ coeficiente de absorção em massa. o coeficiente de absorção de energia em massa para o vácuo foi extraído do NIST (NIST, 2024).

Para obter o valor do Kerma no ar da unidade de eV para Joule é preciso multiplicar a equação 2. 14 pelo fator $1,602 \times 10^{-19}$. Utilizou-se a fluência calculada pelo código Penélope em intervalo de energia de 10 *KeV* e o coeficiente de absorção de energia em massa para o ar seco foi extraído do (NIST, 2024). Para um meio Irradiado haverá um espectro de energia do fóton se o Kerma no ar foi obtido por meio do espectro de fluência do irídio a distância de 1 cm do eixo central da fonte, em uma direção transversal, podemos escrever a equação 2. 15 (ATTIX, 1986):

$$\dot{K}(d)_{air} = \sum_{h.v_{Min}}^{h.v_{Máx}} \left(\Psi(E) \times E_i \times \left(\frac{\mu_{en}(E)}{\rho} \right)_{E,Z} \times \Delta E \right) \quad 2. 15$$

Onde E_i é o ponto médio de cada intervalo de energia e ΔE é o tamanho do intervalo de energia.

No valor médio de cada emissão de energia por meio do decaimento da fonte, o ^{192}Ir fornece 1 elétron e 2,363 *fótons* (BORG e ROGERS, 1999). Logo nos cálculos da grandeza Kerma no ar deve-se levar em consideração a atividade da fonte, pois está estará

relacionada com o número de fótons emitidos por segundo. Este número de fótons pode ser determinado pelo produto da atividade vezes a quantidade de fótons emitidos. Uma vez que os elétrons não serão contabilizados na medição, por terem energia menor, os mesmos devem ser barrados pelo encapsulamento da fonte ou até mesmo não interagir com a região do volume detector pois são barrados pelas estruturas da câmara como a capa de build-up ou até mesmo a estrutura de grafite que envolve o ar do volume detector (ROGERS, 1999).

A intensidade de Kerma no ar, que é a taxa de Kerma no ar devido aos fótons, na distância “d”, multiplicado pelo quadrado da distância é especificado em termos da taxa de Kerma no ar em um ponto ao longo do eixo transversal da fonte em seu centro (1997) (ICRP PUBLICATION 103, 2007).

Este formalismo matemático diz que o (K_R), fornece uma medida da intensidade da fonte, que é especificada em termos da taxa de Kerma no ar em um ponto de referência. Neste sentido, devido às pequenas dimensões da fonte, pode-se considerar matematicamente como um ponto geométrico no espaço. Geralmente em metrologia, considera-se esta distância padrão para tais características como 1m. O *British Committee on Radiation Units and Measurements* (BCRU, 1984) recomenda a especificação da intensidade das fontes em termos da *Intensidade de Kerma no ar (reference air Kerma rate – RAKR)*, K_R , (1997) definida pela equação 2. 16:

$$K_R = \dot{K}(d)_{air} \times \left[\frac{d}{d_{ref}} \right]^2 \quad 2. 16$$

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. Desta forma, seguindo a terminologia adotada pelos laboratórios que integram a Rede Internacional de Metrologia das Radiações Ionizantes da Agencia Internacional de Energia, será usada neste trabalho a terminologia Kerma no ar de Referência.

Assim, o Kerma no ar de referência é dado na unidade Gray por unidade de atividade (BORG e ROGERS, 1999), ou seja, na unidade $GyBq^{-1}$ para esta grandeza não dependa da Atividade, uma vez que está depende do período em que a medida foi realizada. Assim, temos a expressão descrita na equação 2. 17

$$\frac{S_k}{A} = \dot{k}(d) \times d^2 \quad 2.17$$

Onde “d” é a distância até o eixo central do volume de ar da câmara, neste caso, do volume cilíndrico de ar de interesse Onde o valor do S_k pode ser determinado, sabendo-se a atividade da fonte (*em Bq*) no instante em que a medição será realizada com suas devidas correções, uma vez que a atividade da fonte depende número de desintegrações por unidade de tempo. A unidade para SK é $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}$ que é denotada pelo símbolo U onde $1 \text{ U} = 1 \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}$ (TRS 492, 2023).

A determinação do $\dot{K}(d)$ na análise do resultado computacional, de acordo com Borg & Roger (ROGERS e BORG, 1999) e Attix (ATTIX, 1986, p. 15), é realizada considerando a fluência em um ponto específico (P). Essa fluência pode ser determinada somando os comprimentos das trajetórias das partículas (assumidas como retas) que ocorrem em um volume infinitesimal dV nesse ponto.

Quanto à determinação do coeficiente de calibração (N_k), foi encontrado uma dificuldade ao tentar calcular por simulação, uma vez que seria necessário estabelecer uma relação com carga ou corrente elétrica. Isso implicaria considerar a energia necessária para a produção de um par de íons de elétrons, semelhante à relação entre Kerma (K) e exposição (E). No entanto, não foi investigado se essa relação é proporcional, ou seja, se a produção de elétrons não depende da energia dos fótons em si. Este ponto não é o foco do estudo atual, mas será abordado em pesquisas futuras.

Câmaras cilíndricas (Tipo Farmer 6 cc), TN 30001 e NE 2571, são concebidas para medir diretamente $\dot{K}(d)$. Utilizando a Farmer, é possível aproximar a medida do Kerma no ar para um ponto a 1 m de distância da fonte na direção transversal para um volume esférico infinitesimal.

O objetivo principal é utilizar a simulação computacional para analisar a influência do suporte de fixação de alumínio devido à radiação espalhada na configuração câmara/fonte a 1 cm e 10 cm.

A determinação experimental da 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 foi determinada utilizando-se uma câmara de ionização padrão, cujo coeficiente de calibração (N_k) é rastreado à Rede Internacional de Metrologia das Radiações Ionizantes.

O ^{192}Ir não tem um padrão dosimétrico (Energia média de 392 keV), foram desenvolvidos alguns métodos de calibração em que o coeficiente de calibração do ^{192}Ir era determinado através de uma interpolação entre o fator de calibração do Raio X de energia de 250 kV e o ^{137}Cs , e posteriormente o ^{60}Co . Neste sentido, o laboratório utiliza o método de Método Marechal (MARÉCHAL, DEALMEIDA e SIBATA, 1996) interpolando-se os N_k do Raios-X de 250 kV e ^{60}Co através de uma ponderação entre o coeficiente de calibração para se obter o coeficiente de calibração do ^{192}Ir .

2.6. O formalismo TG43 AAPM REPORT 51

O Relatório TG-43 da AAPM, especificamente em sua versão revisada, proporciona uma abordagem meticulosa para o cálculo da dose em tratamentos de braquiterapia, enfatizando a necessidade de tratar fontes de radiação com dimensões de até 3 mm como fontes extensas, em vez de fontes pontuais. Esta mudança significativa no protocolo reflete um aprimoramento na precisão dos cálculos de dosimetria, que são essenciais para a eficácia e segurança dos tratamentos de braquiterapia (RIVARD, COURSEY, *et al.*, 2004).

A distinção entre fonte pontual e fonte extensa é crucial para compreender a distribuição da radiação dentro do tecido. Fontes consideradas pontuais, por definição, têm uma dimensão desprezível em relação às distâncias sobre as quais a dose é calculada. No entanto, para fontes com dimensões de até 3 mm, como detalhado pelo TG-43, assume-se que a extensão da fonte pode influenciar significativamente a distribuição da dose devido aos efeitos de espalhamento e geometria. Essa abordagem é justificada pela influência que a dimensão física da fonte tem sobre o gradiente de dose nas proximidades da mesma, bem como sobre o perfil de dose mais distante, impactado pelo espalhamento (RIVARD, COURSEY, *et al.*, 2004).

Para abordar essa realidade, o protocolo do TG-43 estende a consideração para a integral de Sievert, que permite uma avaliação mais precisa dos efeitos do espalhamento

e da geometria. A integral de Sievert, neste contexto, é usada para modelar a distribuição de dose, levando em conta não apenas a atividade da fonte, mas também sua extensão física. Isso permite que os físicos médicos realizem cálculos que melhor refletem a interação complexa entre a radiação emitida pela fonte e o tecido circundante (RIVARD, COURSEY, *et al.*, 2004).

Ao considerar uma fonte de 3 mm como extensa, o TG-43 aborda uma lacuna importante nos protocolos anteriores que tratavam tais fontes como pontuais, o que poderia levar a subestimações da dose em regiões críticas próximas à fonte e superestimações em regiões mais distantes. Este ajuste metodológico é um testemunho da evolução contínua das práticas de braquiterapia e da busca constante por maior precisão em tratamentos que dependem de uma entrega de dose altamente localizada e especificamente configurada (RIVARD, COURSEY, *et al.*, 2004).

A implementação dessas diretrizes revisadas é fundamental para a prática clínica, pois impacta diretamente na segurança e eficácia dos tratamentos de braquiterapia, garantindo que a dose entregue seja a mais próxima possível da dose planejada. Assim, este aperfeiçoamento no TG-43 não apenas aumenta a precisão dos cálculos dosimétricos, mas também fortalece a confiança dos clínicos na aplicabilidade e nos resultados dos tratamentos de braquiterapia (RIVARD, COURSEY, *et al.*, 2004).

A Integral de Sievert é um conceito fundamental em dosimetria, especialmente quando se trata de calcular a dose de radiação em tratamentos de braquiterapia. No contexto do Relatório TG-43 da AAPM, essa integral é utilizada para aprimorar os cálculos de dose, levando em conta a distribuição espacial de uma fonte extensa de radiação e os efeitos de atenuação e espalhamento no tecido.

Matematicamente, a Integral de Sievert para uma fonte de radiação é expressa como mostra a equação 2. 18:

$$\Phi = \int_0^{\infty} S(r, \hat{r}, \theta) \cdot \lambda(\hat{r}) d\hat{r} \quad 2. 18$$

Onde:

Φ representa a dose absorvida ou a intensidade de radiação no ponto de interesse, que depende da distância r e do ângulo θ

$S(r, r', \theta)$ é a função que descreve o espalhamento da radiação na mídia, dependendo das distâncias r (distância ao ponto de interesse) e r' (elemento de fonte considerado ao longo da extensão da fonte) e do ângulo θ .

$\lambda(r')$ descreve a distribuição linear de atividade ao longo da fonte, ou seja, quanto de radiação é emitida por unidade de comprimento em cada ponto ao longo da fonte.

A integração é feita ao longo de toda a extensão da fonte, considerando a contribuição de cada segmento da fonte para a dose no ponto de interesse. Este cálculo permite uma modelagem mais precisa da dose, especialmente em proximidades ou configurações onde a extensão da fonte e as interações complexas de espalhamento são significativas.

No contexto do TG-43, a Integral de Sievert é crucial para modelar a distribuição de dose de fontes extensas, tais como aquelas com comprimento de 3 mm ou mais, onde a aproximação por uma fonte pontual não é adequada. Isso permite que os físicos médicos realizem avaliações mais precisas da dose distribuída, resultando em tratamentos de braquiterapia mais eficazes e seguros (RIVARD, COURSEY, *et al.*, 2004).

2.7. Cálculo do fator de correção devido a geometria das fontes

O fator geométrico, devido às características físicas das fontes (dimensões, formatos, determinado), podem ser determinadas por meio da equação

2. 19 (SHIPLEY, SANDER e NUTBROWN, 2015).

Neste trabalho será calculada como se segue, uma vez que está levando-se em consideração o sistema de calibração do LCR.

$$k_{sg} = \frac{Energy_{(mSv2)}}{Energy_{(GMp)}} \quad 2. 19$$

Onde $Energy_{(mSv2)}$ é a energia depositada no volume sensível da câmara de ionização poço obtida na simulação com a fonte *MicroSelectron* (mSv2); $Energy_{(GMp)}$ é a energia depositada no volume sensível da câmara de ionização poço obtida na simulação com a fonte *GammaMed* (GMp) e k_{sg} é definido como o valor do fator geométrico.

Uma vez que características físicas das fontes podem variar de fabricante para fabricante, estas correções devem ser consideradas na medida do Kerma no ar de referência medido nas clínicas ao usarem câmara de ionização do Tipo Poço.

O valor do N_k apresentado nos certificados de calibração do LCR, foram determinados por meio de uma fonte de ^{192}Ir modelo *MicroSelectron V2*. A literatura científica apresenta estudos que mostram que valores de N_k 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 N_k (SHIPLEY, SANDER e NUTBROWN, 2015) (RASMUSSEN, STEPHEN, *et al.*, 2011).

2.8. Linguagem computacional

O Método de Monte Carlo (MMC) pode ser descrito como um método estatístico, onde se utiliza uma sequência de números aleatórios para a realização de uma simulação. Este método já era conhecido há séculos, mas começou a ser utilizado efetivamente, somente nas últimas décadas. Em termos de transporte de radiação, o processo estocástico pode ser visto como uma família de partículas cujas coordenadas individuais mudam aleatoriamente em cada colisão (SEMPAU, WILDERMAN e BIELAJEW, 2000). O comportamento médio dessas partículas é descrito em termos de grandezas macroscópicas, como fluxo ou densidade de partículas. O valor esperado dessas grandezas corresponde à solução determinística da equação de Boltzman (que rege o fenômeno de transporte de radiação). Grandezas específicas como energia depositada ou dose são derivadas destas grandezas.

A simulação Monte Carlo é empregada nos modelos matemáticos de cálculo de dose computacionais para caracterização dos parâmetros dos feixes clínicos que são emitidos pela fonte. Este método também pode ser utilizado para determinar a distribuição de fótons em geometrias complexas de tratamento (BRUALLA L, 2016). O uso de simulação Monte Carlo do transporte de radiação na matéria tem sido cada vez mais empregado nas áreas de física radiológica e dosimétrica. Em Medicina Nuclear é possível usar diversos códigos de simulação como ferramenta para estudar diferentes características de resposta de calibradores de dose.

A física utilizada no cálculo da dose em Monte Carlo, usam conceitos muito mais simples que algoritmos analíticos, visto que este método, consiste em simulações simplificadas da realidade e não envolve aproximações complexas, ou seja, faz uso apenas do conhecimento das diversas interações sofridas pelas partículas. Apesar de algumas destas interações serem complicadas para serem simuladas em detalhes, a ideia básica de cada interação, por exemplo, um elétron dando origem a um fóton por Bremsstrahlung, é bastante conhecida na literatura, logo, o processo por completo pode ser facilmente compreendido (ROGERS, 2006).

O MMC é muito empregado para resolver problemas complexos em física e matemática, particularmente aqueles que envolvem muitas variáveis indeterminadas que os demais métodos numéricos demorariam muito tempo e exigiriam um grande ferramental algébrico visto que na simulação Monte Carlo, a trajetória de cada partícula é vista individualmente e termina em uma interação onde a partícula muda a direção de movimento, perde energia e ocasionalmente produz partículas secundárias, trabalha-se com probabilidades de interação. Assim, esta simulação, consiste em gerar numérica e randomicamente trajetórias. Para simular estas trajetórias é necessário um modelo de interação, ou seja, um conjunto de seções de choque diferenciais (DCS) para os mecanismos de interação relevantes (ICHETTY, CURRAN, *et al.*, 2007). Essas DCSs determinam as funções de distribuição das probabilidades (PDF) das variáveis aleatórias que caracterizam a trajetória, que são:

- 1) Caminho livre entre interações sucessivas;
- 2) Tipo de interação em curso;
- 3) Perda de energia, deflexão angular e se caso houver, estágio inicial de emissão de partículas secundárias.

Uma vez conhecidas as PDFs, trajetórias aleatórias podem ser geradas usando métodos de amostragem apropriados. Se o número de trajetórias geradas é grande o suficiente, informações quantitativas sobre o processo de transporte de partículas podem ser obtidas através da média simplificada das trajetórias simuladas.

O método de Monte Carlo obtém as mesmas soluções que a equação de transporte de Boltzmann, porém de uma maneira muito mais simplificada. A principal desvantagem do método reside no seu caráter aleatório: todos os resultados sofrem incertezas estatísticas, que podem ser diminuídas com o aumento do número de partículas simuladas, e consequentemente do tempo computação. Em circunstâncias especiais, as incertezas estatísticas podem ser diminuídas usando técnicas de redução de variância. Esta técnica de certo modo leva ao estudo de uma maior precisão do cálculo de dose que é essencial para a qualidade do planejamento do tratamento e consequentemente da dose que chega aos pacientes.

2.8.1. O Métodos de Monte Carlo e o transporte de partículas

A simulação do transporte de partículas na matéria através de métodos de Monte Carlo incorpora o uso de números pseudoaleatórios, algoritmos de amostragem e transporte, e fundamenta-se na Teoria das Probabilidades para modelar as interações das partículas ao atravessarem diferentes materiais. Esses métodos dependem de dados experimentais ou de modelos teóricos para calcular secções eficazes, sejam elas diferenciais — em termos de energia, ângulo ou multiplicidade — ou totais, dos processos físicos que ocorrem ao longo do caminho das partículas no meio (SEMPAU, BADAL e BRUALLA, 20011). O aumento do uso destes métodos na Radioterapia está diretamente relacionado à disponibilidade de computadores com maior capacidade de processamento, o que reduz significativamente o tempo de cálculo necessário para aplicações clínicas.

A trajetória de cada partícula incidente, juntamente com as partículas secundárias geradas, é denominada "história". A confiabilidade dos valores médios obtidos aumenta com o número de histórias simuladas, pois isso diminui a incerteza estatística. Cada história de uma partícula é composta por uma sequência aleatória de trajetos livres, nos quais cada processo de interação é caracterizado por uma secção eficaz diferencial, seja ela teórica ou experimentalmente determinada. Essa secção eficaz diferencial define a

distribuição de probabilidade das variáveis aleatórias que descrevem a trajetória das partículas, incluindo energia incidente, ângulo de dispersão, geração de partículas secundárias, tipo de interação, e distância percorrida entre interações (SALVAT, FERNÁNDEZ-VAREA e SEMPAAU, 2008).

Entre os programas de simulação por métodos de Monte Carlo mais utilizados para o transporte de partículas e radiação, destacam-se EGS4, FLUKA, MCNP e PENELOPE, sendo este último empregado no presente estudo. O PENELOPE permite o transporte de elétrons, pósitrons e fótons em uma ampla gama de energias, de 50 eV a 10^9 eV, em qualquer material.

O método de simulação do transporte da radiação diz-se análogo quando simula todas as interações das partículas com o meio, incluindo as partículas secundárias geradas, ou seja, tem em conta a probabilidade de ocorrência de cada interação de forma sucessiva. Este método aplica-se ao transporte de fótons para modelar cada interação no decorrer do seu trajeto. No caso dos elétrons, a simulação de cada interação pelo modelo análogo requereria um elevadíssimo tempo de computação até se atingir uma incerteza estatística aceitável. Isto porque cada partícula com carga sofre um número muito elevado de colisões ao longo do seu percurso no meio devido às interações de Coulomb com os elétrons orbitais e com os núcleos atômicos. Para resolver o problema do tempo de simulação Berger (BERGER, 1993) desenvolveu o método da “história condensada” onde o processo de transporte dos elétrons é uma aproximação à realidade. Desta aproximação resulta que os elétrons não sofrem colisões tão rápidas como na realidade e por outro lado cada colisão diz respeito ao efeito cumulativo de um número elevado de colisões físicas individuais que surgem durante o percurso de um elétron. Este modelo baseia-se nas teorias de dispersão múltipla e no cálculo do poder de paragem para descrever a deflexão angular e as perdas de energia das partículas. Berger definiu duas classes distintas para implementar o modelo: classe I e classe II. Na classe I as perdas de energia e as deflexões angulares resultantes de cada interação das partículas são agrupadas. Desta forma não é possível estabelecer uma correlação entre uma perda elevada de energia de uma partícula primária e a criação de uma partícula secundária. Na classe II, utilizada pelo PENELOPE, as colisões que resultam em reduzidas perdas de energia e reduzidos ângulos de deflexão são agrupadas e separadamente são tratadas as colisões que geram partículas secundárias.

Como os elétrons e os fótons interagem com o meio por diferentes processos, a modelização feita pelo Monte Carlo também é diferente. Deste modo, seguidamente é feita uma breve descrição do transporte dos fótons e dos elétrons.

2.8.2. O código Penelope

O código computacional Penélope, versão 2008, é uma ferramenta avançada para a simulação de Monte Carlo, que trata do transporte acoplado de elétrons e fótons em uma variedade de materiais, cobrindo um espectro de energia que vai de algumas centenas de eV até aproximadamente 1 GeV. Este sistema é reconhecido por sua capacidade de simular o transporte de fótons através de um esquema padrão e detalhado, o que garante uma modelagem precisa das interações fotônicas (SALVAT, FERNÁNDEZ - VAREA e SEMPAU, 2008).

No que se refere aos elétrons e pósitrons, o código emprega um método misto para a geração de suas trajetórias. Esse procedimento combina a simulação detalhada de eventos significativos com a simulação condensada das interações mais sutis. Tal abordagem proporciona um equilíbrio entre a precisão e a eficiência computacional, facilitando o estudo de eventos complexos sem demandar recursos excessivos.

Além disso, o Penélope incorpora um módulo de geometria denominado pengeom, que é capaz de gerar interações aleatórias de elétrons e fótons em sistemas compostos por corpos homogêneos delimitados por superfícies quadriculares. Essas superfícies incluem planos, esferas, cilindros, entre outros, permitindo assim a modelagem de cenários variados e complexos dentro de um contexto experimental ou terapêutico (SEMPAU, WILDERMAN e BIELAJEW, 2000) (SALVAT, FERNÁNDEZ-VAREA e SEMPAU, 2008).

Este relatório, portanto, não serve apenas como um manual para o sistema de código Penélope, mas também oferece aos usuários as informações necessárias para compreender em detalhes o algoritmo de Monte Carlo utilizado. O entendimento aprofundado desses mecanismos é essencial para os usuários que desejam aplicar esse código de forma eficaz em suas pesquisas ou aplicações práticas. (SALVAT, FERNÁNDEZ - VAREA e SEMPAU, 2008).

2.8.3. Simulação de Monte Carlo (MC) para elétrons e fótons

Fótons, elétrons e pósitrons de alta energia penetram na matéria sofrendo múltiplas interações, transferindo energia aos átomos e moléculas do material e partículas secundárias são produzidas nesse processo (ATTIX, 1979). Através de repetidas interações com o meio, partículas altamente energéticas geram uma cascata de partículas secundárias. A cada interação a partícula vai perdendo energia, depositando-a no meio e gerando mais partículas secundárias com o tempo (SEMPAU, WILDERMAN e BIELAJEW, 2000).

Ao atravessar o meio material, os elétrons sofrem diversas interações elásticas e perdem energia de duas formas: colisões inelásticas com átomos e moléculas e interações radiativas (ATTIX, 1979). Colisões inelásticas resultam em excitações e ionizações. Ionizações levam à formação de elétrons secundários. O conhecimento sobre os processos de colisão pode ser obtido através de simulação detalhada de Monte Carlo.

A simulação das trajetórias de elétrons é muito mais complicada que a de fótons visto que, a média da energia perdida por um elétron em uma única interação é muito baixa (da ordem de algumas dezenas de eV). A consequência disto é que elétrons muito energéticos sofrem muitas interações antes de serem efetivamente absorvidos pelo meio, diferente para fótons onde, uma vez que o número médio de eventos em cada trajetória, é bem pequeno (ANDREO, 1991). O fóton é absorvido após uma única interação fotoelétrica, ou após sofrer poucas interações do tipo Compton. Com os computadores atuais, simulações detalhadas da trajetória de fótons são simples tarefas de rotina.

Na prática, a simulação detalhada só é viável quando o número médio de colisões por trajetória não é muito grande (até algumas centenas). Situações experimentais susceptíveis de simulação detalhada são aquelas que envolvem fontes de elétrons com baixa energia cinética inicial (até cerca de 100 keV), ou geometrias específicas onde o elétron atravessa uma fina camada. Para energias iniciais altas ou geometrias onde o elétron deve atravessar camadas grossas, o número de colisões que ocorrem até que ele realmente pare é muito grande, então a simulação detalhada da trajetória torna-se ineficiente. Em alguns casos pode-se fazer uso dos dois tipos de simulação: parte detalhada e parte condensada.

A simulação condensada recorre a teorias de múltiplo espalhamento que permitem a simulação geral de um grande número de eventos em uma parte da trajetória, por etapas. Na simulação analógica, todas as interações de cada partícula com os átomos e moléculas do meio são explicitamente simuladas, incluindo aquelas feitas pelas partículas secundárias criadas pelas colisões.

A teoria de espalhamento múltiplo, usada nas simulações “condensadas”, pode levar a ocorrência de erros sistemáticos, que podem ser verificados no resultado da simulação pela dependência do comprimento do passo escolhido. Para analisar sua magnitude, pode-se simular o mesmo arranjo com diferentes comprimentos das trajetórias. Os resultados normalmente estabilizam quando o comprimento do passo é reduzido, enquanto o tempo para computar aumenta rapidamente, aproximadamente proporcional ao inverso do comprimento.

2.8.4. Transporte de fótons

De acordo como manual do Penélope de 2008 (SALVAT, FERNÁNDEZ - VAREA e SEMPAU, 2008) a simulação do transporte dos fótons pelo decorre em quatro fases:

1. O livre percurso médio (λ) dos fotões: que é a distância que cada fóton viaja entre duas interações consecutivas, através da seguinte expressão da equação 2. 20:

$$\lambda = \frac{A}{N_a \rho \sigma_{tot}} \quad 2. 20$$

Onde A é o número de massa do material, N_a o número de Avogadro, ρ é a densidade do material e σ_{tot} na secção eficaz total.

2. O transporte dos fótons tendo em conta a geometria e os materiais definidos.

3. Para cada processo de interação dos fótons com o meio existe uma secção eficaz que determina a probabilidade de cada processo ocorrer. Nesta fase é então feita a seleção do processo de interação que os fotões vão sofrer tendo em conta a secção eficaz total.

4. o resultado da interação é obtido de forma aleatória, por amostragem:

4.1. do ângulo de deflexão do fóton inicial e da sua energia após a interação, se o tipo de interação ocorrida for a dispersão de Compton.

4.2. das características (energia, ângulo, etc.) das partículas produzidas (elétrons e pósitrons) se se verificar a absorção do fóton incidente, se o tipo de interação ocorrida for o efeito fotoelétrico ou a produção de pares.

2. 8.5. Transporte de elétrons

A simulação do transporte dos elétrons (ou pósitrons) pelo código PENELOPE baseia-se num esquema “misto”, ou seja, é efetuada a simulação das colisões fortes enquanto que para as colisões fracas a simulação é efetuada segundo o método da história condensada previamente referido. As colisões fortes são muito menos frequentes, mas quando ocorrem alteram significativamente a trajetória das partículas, com grandes perdas de energia, daí ser realizada a sua simulação detalhada, que constitui uma vantagem deste método.

2.9. Modo de operação do código Penelope

O programa PENELOPE (SALVAT, FERNÁNDEZ - VAREA e SEMPAU, 2008), consiste de sub-rotinas desenvolvidas em código FORTRAN® que necessitam de um programa principal que define o estado inicial das partículas, regista quantidades relevantes e apresenta os resultados finais. Os programas principais disponíveis no código utilizado diferem entre si na forma como é feita a descrição da geometria, vide abaixo:

- **Penslab** – permite simular o transporte de partículas num bloco homogéneo e infinito.
- **Pencyl** – o transporte das partículas é feito em geometrias cilíndricas onde a espessura e o raio dos cilindros são definidos no ficheiro de entrada.
- **Penmain** – permite utilizar superfícies quadráticas para simular o transporte da radiação.

No caso em estudo foi utilizado o programa principal *Penmain* para a validação experimental, devido às características geométricas da fonte radioativa e do setup de calibração simulado sendo possível reproduzir com precisão as estruturas estudadas.

2.10. Estrutura do programa principal *penmain*

As sub-rotinas necessárias para o funcionamento deste programa são:

- *penelope.f* - permite realizar a simulação do transporte da radiação num meio infinito;
- *pengeom.f* – permite realizar o transporte das partículas através de geometrias quadráticas;
- *timer.f* – engloba sub-rotinas que especificam o tempo de simulação;
- *penvared.f* – inclui sub-rotinas que possibilitam a redução da variância.

O *Penmain* assume que as partículas primárias são emitidas de uma fonte pontual monoenergética ou com um espectro de energia. Este programa permite obter resultados sobre a distribuição angular e de energia das partículas, assim como a energia média depositada em cada *Body* (ou *module*), que é o volume limitado pelas superfícies quadráticas e composto por um material homogêneo. No ficheiro *penmain.dat* podemos visualizar a informação sobre os dados de entrada. No decorrer das simulações são gerados separadamente ficheiros que permitem visualizar as distribuições de dose obtidas, utilizando o programa *Gnuplot*.

O funcionamento do programa *Penmain* é orientado pelo ficheiro de entrada que deve conter informação sobre:

- **Descrição da fonte** – nesta seção seleciona-se o tipo de partículas a simular (elétron, pósitron ou fótons) usando a sigla SKPAR; energia da fonte monoenergética ou espectro energético; coordenadas da fonte; dimensão da *Box* que engloba a fonte e o *Body* que a representa (no caso de fonte não pontual); definir o ângulo de abertura do feixe emitido pela fonte.
- **Descrição dos materiais e parâmetros de simulação** – os materiais aqui introduzidos estão especificados em ficheiros. *mat.* criados a partir do programa *Material* que retira as informações sobre as interações atômicas presentes na base de dados. Os materiais podem ser gerados a partir do ficheiro *pdcompos.p08* que contém 280 materiais

pré-definidos, apenas se introduz o número de identificação a que corresponde cada material. Outra opção é criar o material introduzindo os elementos atômicos que o constitui, a fração de peso atômico ou o índice estequiométrico, densidade de massa e energia média de excitação. O PENELOPE atribui a cada material um índice MAT que durante a simulação possibilita identificar qual o material em que a partícula se desloca. No máximo podem ser utilizados 10 materiais em simultâneo, contudo, é possível utilizar mais materiais editando todas as sub-rotinas e alterando o parâmetro *MAXMAT*. A ordem com que os materiais surgem nesta seção deve ser a mesma com que surgem no ficheiro de geometria.

O código, para cada material, define ainda os diferentes parâmetros de simulação como especificação da energia de absorção das partículas a deflexão angular e a perda de energia máxima devido a dispersão elástica entre duas interações fortes consecutivas bem como a energia de corte para colisões inelásticas e radiação de travagem.

- **Descrição da geometria** – o ficheiro. geo. que contém a geometria quadrática é especificado nesta secção. Este ficheiro deve conter todos os Bodies que representam a geometria do sistema físico. Para definir o volume de cada Body é necessário indicar as superfícies quadráticas que o limitam, através do índice apropriado, especificar através do Side Pointer se a geometria permanece do lado positivo ou negativo da superfície e o material. É possível visualizar se a definição da geometria está correta através do programa gview2D e gview3D, para tal basta introduzir o nome do ficheiro que contém a geometria quadrática e as coordenadas (x, y, z) da geometria que se pretende visualizar. A definição da geometria deve começar pelos volumes internos e depois pelos externos.

- **Propriedades da simulação** – nesta secção define-se o número de histórias pretendido e o tempo de simulação.

No contexto do código de Monte Carlo PENELOPE, os "bodies" referem-se a elementos de geometria utilizados para definir as formas e limites dos materiais dentro do ambiente de simulação. Esses corpos são essenciais para modelar a interação da radiação com o meio, permitindo aos usuários especificar com precisão a configuração espacial dos materiais envolvidos. Os "bodies" são definidos por superfícies quadriculares, que incluem uma variedade de formas geométricas, como planos, esferas, cilindros, cones e elipses.

Principais Características dos "Bodies" em PENELOPE:

1. Flexibilidade de Formas: A utilização de superfícies quadriculares permite uma grande versatilidade na modelagem de geometrias complexas. Essas formas podem ser usadas isoladamente ou combinadas para criar estruturas mais complexas, dependendo das necessidades específicas da simulação.

2. Definição de Materiais: Cada corpo pode ser associado a um material específico, com propriedades como densidade, número atômico e coeficientes de atenuação sendo definidos pelo usuário. Isso permite simulações que refletem com precisão as interações da radiação em diferentes meios.

3. Eficiência na Simulação: Ao usar superfícies quadriculares, PENELOPE pode otimizar os cálculos de trajetórias de partículas através de interfaces, reduzindo o tempo de computação sem comprometer a precisão dos resultados.

4. Aplicações Diversificadas: Os "bodies" podem ser configurados para representar não apenas os tecidos em aplicações médicas, mas também outros materiais em contextos industriais, ambientais ou de pesquisa.

5. Interações com Radiação: Os corpos definem como os fótons, elétrons e pósitrons interagem com o ambiente, sendo essencial para determinar trajetórias de partículas, deposição de energia e outras métricas relevantes em estudos de radiação.

Esses elementos de geometria são fundamentais no PENELOPE para criar cenários realistas e detalhados, que são críticos para o sucesso das simulações de radiação, especialmente em campos como a física médica, onde a precisão dos detalhes geométricos pode impactar diretamente os resultados clínicos ou experimentais.

CAPÍTULO III

3. Materiais e métodos

Neste capítulo, apresenta-se a metodologia de validação do modelo computacional implementado, assim como os resultados obtidos através das simulações de métodos de Monte Carlo utilizando o código computacional Penelope. Para validar esses resultados, efetuou-se uma comparação com dados obtidos a partir de medições experimentais que empregaram câmaras de ionização e equipamentos utilizados em tratamentos de braquiterapia para a calibração de câmaras de ionização do tipo poço e cilíndricas.

Detalha-se a metodologia empregada para comparar os cálculos dosimétricos realizados por Di Prinzio (DI PRINZIO, 2009) com aqueles obtidos por simulações Monte Carlo que utilizaram o programa Penelope. Esta análise inclui uma descrição detalhada da implementação da geometria da fonte, especificação dos materiais e da emissão de radiação, com base no espectro de emissão descrito por Borg (BORG e ROGERS, 1999) (CHO, MULLER-RUNKEL e HANSON, 1999), adaptado para o nosso sistema computacional no programa Penelope.

Adicionalmente, explora-se a construção computacional do suporte de fixação em alumínio, das câmaras de ionização e das fontes de ^{192}Ir microSelectron-v2 (mSv2) e GammaMedplus (GMp), utilizando uma sequência de imagens e dados fornecidos pelos fabricantes, assim como dados da biblioteca de materiais do código Penelope.

A metodologia para calcular os fatores de correção, considerando a influência do suporte de fixação de alumínio e sua contribuição na alteração da fluência em energia bem como fator de correção devido a geometria da fonte de ^{192}Ir , também foi baseada nos resultados das simulações Monte Carlo, utilizando-se o código Penelope.

Os resultados obtidos, bem como a análise e interpretação desses dados, serão apresentados e discutidos nos capítulos subsequentes deste trabalho.

3.1. Medições experimentais realizados por Di Prinzio

Dois métodos para determinar a intensidade de Kerma no ar de fontes empregadas em braquiterapia são destacados a seguir:

1. **Medição Direta no Ar:** Este procedimento envolve o uso de câmaras de ionização tipo dedal, com um volume de $0,6 \text{ cm}^3$. A medição é realizada posicionando a câmara diretamente no ar, sem barreiras físicas entre a fonte e o detector, permitindo uma avaliação precisa da radiação dispersa no ambiente.

2. **Medição com Câmara de Ionização Tipo Poço Calibrada:** Neste método, utiliza-se uma câmara de ionização tipo poço que foi previamente calibrada com uma fonte de intensidade conhecida. Essa calibração garante que as medições subsequentes de fontes utilizadas em braquiterapia sejam precisas, baseando-se na correlação estabelecida entre a câmara e a fonte padrão.

Ambos os procedimentos são fundamentais para assegurar a precisão dosimétrica em tratamentos de braquiterapia, contribuindo para a eficácia e segurança das aplicações terapêuticas.

3.1.2. Medição Direta no Ar Utilizando Câmaras de Ionização Tipo Dedal de $0,6 \text{ cm}^3$ de Volume

A metodologia adotada por Di Prinzio para determinar a taxa de Kerma no ar de referência para uma fonte de ^{192}Ir de alta taxa de dose baseia-se no método proposto por Goetsch (GOETSCH, ATTIX, *et al.*, 1991), que sugere a obtenção do fator de calibração para fontes de ^{192}Ir através da interpolação linear entre o fator de calibração para feixes de raios X de 250 kV com energia efetiva de 136 keV e o fator de calibração para feixes de raios gama de ^{137}Cs . Recomenda-se a utilização de uma mesma capa de equilíbrio eletrônico em todas as medições, incluindo as realizadas com a fonte de ^{192}Ir . Adicionalmente, foi determinado que uma capa de equilíbrio eletrônico de $0,31 \text{ g/cm}^2$ de grafite é suficiente para estabelecer o equilíbrio de partículas carregadas para as três

energias dos feixes mencionados. Uma correção média para atenuação e espalhamento de fótons e elétrons na capa é considerada independente do modelo da câmara.

Na busca por garantir a rastreabilidade metrológica, Di Prinzio utilizou como referência câmaras de ionização cilíndricas calibradas em feixes de raios X e ^{60}Co , conforme descrito por Maréchal (MARÉCHAL, DEALMEIDA e SIBATA, 1996). O método de calibração delineado por Maréchal propõe a obtenção do fator de calibração para a fonte de ^{192}Ir por meio da interpolação entre o fator de calibração para um feixe de raios X de 250 kV com uma camada semirredutora de 2,5 mm de Cu (energia efetiva de 131 keV) e o fator de calibração para o ^{60}Co , ponderando esses fatores pela média da fluência energética dos três feixes. As calibrações dos feixes de raios X, ^{60}Co e ^{192}Ir devem ser realizadas com a mesma capa de equilíbrio eletrônico de 0,555 g/cm².

Este método mantém o rigor metrológico necessário para assegurar a exatidão na determinação da intensidade de Kerma no ar das fontes, sendo praticável para adoção pela maioria dos laboratórios de calibração padrão secundário associados à Agência Internacional de Energia Atômica, facilitando, assim, a uniformização da dosimetria dessas fontes entre os diversos serviços de radioterapia nacional e internacionalmente (DI PRINZIO, 2009).

Para a implementação de um sistema de calibração de câmaras do tipo poço, Di Prinzio desenvolveu uma metodologia utilizando um equipamento clínico de pós-carga remota. Ele concluiu que o sistema de posicionamento deve ser construído de modo a ser transportável aos serviços de radioterapia sem comprometer as características físicas de posicionamento entre a fonte e a câmara de ionização cilíndrica, usada para a determinação do kerma no ar de referência (DI PRINZIO, 2009).

3.1.3. O sistema de posicionamento

O sistema de posicionamento desenvolvido por Di Prinzio como mostra a Figura 3. 1, utilizou o método de múltiplas distâncias. Este método parte do princípio de que a radiação emitida pela fonte de ^{192}Ir (GOETSCH, ATTIX, *et al.*, 1991), obedece a lei do

inverso do quadrado das distâncias no vácuo, quando não há contribuição de qualquer outra fonte ou radiação espalhada.

Este sistema foi projetado para permitir até sete distâncias diferentes entre a fonte e a câmara de ionização, a fim de determinar o fator “f” (Equação 3. 1). Este fator na expressão fornecida para o método das múltiplas distâncias em braquiterapia ou medições dosimétricas representa um fator de correção que ajusta as medições de dose em função da distância “d” entre a fonte e a câmara de ionização. Este fator é crucial para calcular corretamente a intensidade do Kerma no ar, ajustando-se por variações na geometria da medição e nos fatores ambientais que podem influenciar as leituras de dose.

$$f = M_{Pi}(d_i)^2(M_i - M_S)(d_i + c)^2 \quad 3. 1$$

onde M_{Pi} é a corrente elétrica devida à radiação primária da fonte (que obedece a lei do inverso do quadrado), M_i é a corrente elétrica observada no instrumento de medir e que corresponde à soma das correntes devidas às radiações primária e espalhada ($M_i = M_P + M_S$) e c é a correção na distância fonte-câmara (d_i) observada por um instrumento de medir a fim de considerar o ponto efetivo de emissão da radiação na fonte e o ponto efetivo de coleta da carga na câmara de ionização.

Fazendo-se as medições em três distâncias distintas a se transforma num sistema de três equações nas três incógnitas, f , M_S e c . A solução desse sistema resulta numa equação de terceira ordem em c que pode ser resolvida analiticamente

No método das múltiplas distâncias, medições são feitas em várias distâncias diferentes entre a fonte e a câmara para formar um conjunto robusto de dados. Estes dados são usados para resolver um sistema de equações que minimiza o erro estatístico na determinação dos parâmetros como M_P e M_S . O uso de múltiplas distâncias ajuda a melhor entender o comportamento da radiação à medida que se afasta da fonte, permitindo ajustes precisos nos cálculos da dose efetivamente recebida ou necessária para tratamentos ou calibrações específicas.

A realização de medições em sete distâncias distintas resulta em 35 conjuntos de três equações com três incógnitas cada, o que contribui para minimizar o erro estatístico na determinação dos parâmetros dosimétricos.

O sistema de posicionamento foi construído usando um perfil de alumínio em formato de "L" com dimensões de 5,00 cm de lado e 0,30 cm de espessura. O perfil foi

perfurado com orifícios de 3,00 cm de diâmetro para reduzir tanto o peso total do sistema quanto o espalhamento da radiação emitida pela fonte. A base de alumínio, com dimensões de 70,00 x 40,00 x 40,00 cm, foi utilizada para suportar a configuração. A precisão das medições das dimensões do sistema de posicionamento foi garantida por um instrumento com resolução de 0,02 cm.

Para o correto posicionamento da câmara dedal e da fonte de ^{192}Ir , uma placa de acrílico com oito orifícios foi fixada na parte superior da base. O primeiro orifício, usado para fixar a haste do suporte da fonte, está localizado a 13,00 cm da extremidade da base em seu lado mais longo. Os demais sete orifícios, destinados ao suporte da câmara, são alinhados e espaçados de 5,00 cm cada. O orifício para fixação da haste do suporte da câmara encontra-se a 17,00 cm do orifício da fonte de radiação, considerando as dimensões do suporte da câmara. As medições das distâncias entre os orifícios indicam que as distâncias fonte-câmara variam de 10,40 cm a 40,20 cm, com uma precisão de 0,02 cm.

Para garantir a perpendicularidade das hastes que suportam a fonte e a câmara de ionização, uma segunda placa de acrílico, com orifícios nas mesmas distâncias da placa superior, foi fixada na parte inferior da base de alumínio. O alinhamento entre as hastes nos sete orifícios é assegurado por uma barra horizontal de acrílico de 60,00 cm de comprimento e seção reta de 1,00 cm montada sobre a placa superior como mostra a Figura 3. 1.

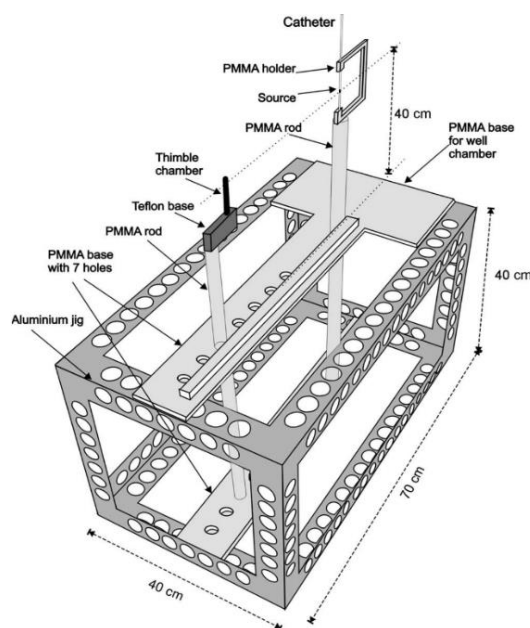


Figura 3. 1- Desenho esquemático do sistema de posicionamento para câmara de ionização e fonte de referência de ^{192}Ir , usado na determinação da taxa de Kerma no ar de referência (adaptado, Fonte: (DI PRINZIO e DEALMEIDA, 2009))

O suporte de fixação da fonte e da câmara de ionização é constituído de alumínio 99,98% e o material de fixação dos suportes é de acrílico, bem como as hastes de fixação da fonte e da câmara de ionização, respectivamente. No suporte de alumínio foram distribuídos “buracos” na estrutura. Este visa reduzir a quantidade de material do suporte de fixação, onde possa ocorrer possíveis interações, assim reduzir efeitos de radiação espalhada mais especificamente no ponto efetivo de medida da câmara de ionização, que contribua na leitura de fótons no volume sensível de interesse.

Para a realização das medições, o sistema de posicionamento desenvolvido por Di Prinzió é colocado sobre a mala de transporte na sala do equipamento de pós-carga remota de alta taxa de dose, conforme ilustrado na Figura 3. 2. Este arranjo para a irradiação garante que a fonte e a câmara se mantenham a uma distância de 130 cm do solo. É aconselhável posicionar o sistema de posicionamento no centro da sala de irradiação, mantendo-o a uma distância de 100 cm das paredes e do mobiliário, com o objetivo de minimizar o efeito da radiação espalhada (DI PRINZIO, 2009).

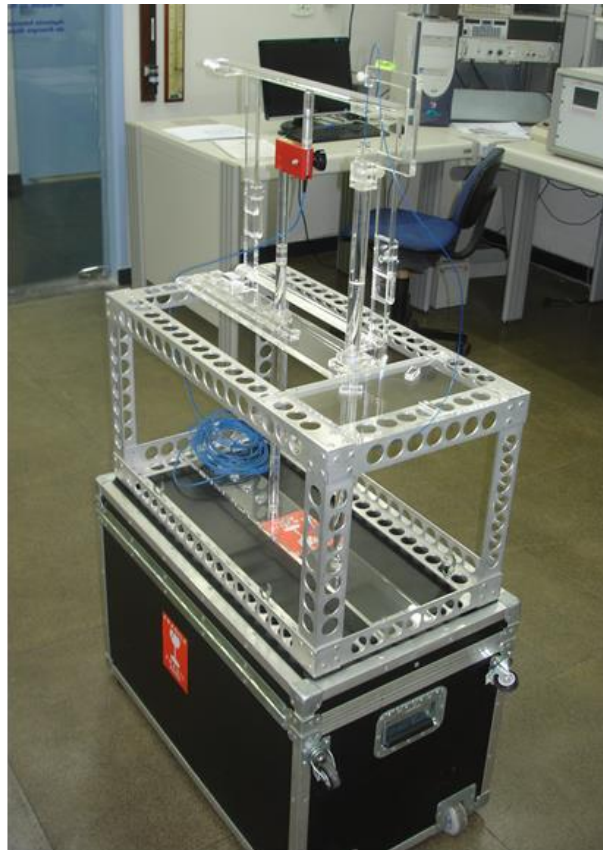


Figura 3. 2- Sistema de posicionamento, acessório para medição de distância e suportes da câmara dedal e da fonte de ^{192}Ir colocados sobre a mala de transporte para a realização das medições (DI PRINZIO, 2009).

3.1.4. Coeficiente de calibração das câmaras do tipo poço

A determinação precisa do Kerma no ar de referência, S_k , é crucial para a calibração adequada de câmaras de ionização tipo poço em aplicações clínicas, particularmente para fontes de alta taxa de dose como o ^{192}Ir . O coeficiente de calibração, N_k , que é a razão entre a taxa de Kerma no ar de referência a uma distância de 1 metro da fonte e a corrente elétrica medida pela câmara, depende fortemente da acurácia com que S_k é determinado (IAEA-TECDOC-1079, 1999).

De acordo com a equação 3.2 para o determinar o N_k temos que:

$$N_k = \frac{\dot{K}_R \times t_{par}}{M_u \times k_{TP} \times k_S \times k_{eletr}} \quad 3.2$$

$M_u \rightarrow$ é a carga coletada durante um tempo t e corrigida para as condições de referência de temperatura e pressão, além da recombinação iônica e efeito de trânsito da fonte;

$\dot{K}_R \rightarrow$ é Kerma no ar de referência com fonte de ^{192}Ir de alta taxa de dose determinada com a câmara de ionização cilíndrica.

$k_{TP} \rightarrow$ fator de correção da massa de ar para temperatura e pressão para as condições de referência

$k_S \rightarrow$ fator de correção para recombinação iônica

$k_{elet} \rightarrow$ é o fator de calibração do eletrômetro ($nC/u.e$);

Observe que todos os outros fatores basicamente dependem da carga coletada a não ser o fator de correção para temperatura e pressão que não entra nas contas do Penélope.

$t \rightarrow$ tempo de medida

Notamos que o coeficiente de calibração depende diretamente do kerma no ar de referência.

Reduzir a incerteza em S_k implica diretamente na precisão com que N_k pode ser calculado, resultando em tratamentos de radioterapia mais precisos e seguros.

Ao minimizar o erro em S_k através de um processo rigoroso de calibração e correção, as clínicas podem garantir que as doses administradas aos pacientes sejam as prescritas, minimizando tanto a probabilidade de subdosagem, que pode levar a um tratamento ineficaz, quanto de sobredosagem, que pode causar efeitos colaterais severos.

O método das múltiplas distâncias, embora útil para medidas diretas com câmaras tipo dedal, não é diretamente aplicável às câmaras tipo poço sem calibração prévia, devido às diferenças geométricas e de volume sensível que influenciam a medida de S_k . Neste sentido, tem-se a necessidade de obter-se o coeficiente de calibração para que se possa determinar o Kerma por meio de câmaras do tipo poço nas clínicas, como mostra a equação 3.3 (IAEA-TECDOC-1079, 1999).

$$k_R = N_k \left(\frac{M_u}{t} \right) \times k_{TP} \times k_S \times k_{e\text{letr}} \quad 3.3$$

Portanto, a precisão na determinação de S_k com uma câmara de ionização tipo poço, quando calibrada corretamente, é essencial para a padronização das práticas dosimétricas entre diferentes serviços de radioterapia, contribuindo para a uniformização internacional dos protocolos de tratamento e, conseqüentemente, para a segurança e eficácia terapêutica global.

3.2. Validação do Modelo Computacional Desenvolvido no Penelope

A implementação de métodos de Monte Carlo exige uma descrição precisa e detalhada da geometria e dos materiais envolvidos. Adicionalmente, a caracterização da fonte de radiação, abrangendo aspectos como energia, tipo de radiação e modelo da fonte, deve ser realizada com extrema precisão para assegurar que os resultados das simulações

sejam confiáveis e reprodutíveis. As simulações foram conduzidas com o objetivo de replicar computacionalmente os resultados obtidos através de medições experimentais.

Foi determinado um tempo de simulação da ordem de 10^9 histórias, com tempo de simulação na mesma ordem de grandeza.

3.2.1. Modelo de geometria de câmara cilíndrica TN 30001 E NE 2571

Farmer

Para definir a geometria do “*setup*” experimental foi necessário recolher informação sobre as dimensões da fonte das câmaras de ionização (cilíndricas com a capa de equilíbrio eletrônico e do tipo Poço), do suporte de fixação de Al. As dimensões das câmaras de ionização cilíndricas são mostradas na Tabela

As câmaras de ionização foram construídas usando-se o Método de Monte Carlo (MMC), com códigos computacionais (SALVAT, FERNÁNDEZ - VAREA e SEMPAU, 2008) para a simulação do problema proposto. As características geométricas das câmaras de ionização de ionização Tipo dedal TN 30001- NE 2571, como: o tipo de eletrodo, volume sensível, material da parede do volume sensível e capa de equilíbrio, são apresentadas na Tabela 3. 1 (TRS 398, 2000).

Tabela 3. 1 - Características dos tipos de câmaras de ionização cilíndricas modelada por Método de Monte Carlo (MMC), usando o código computacional Penélope.

	TN 30001	NE 2571
Comprimento da cavidade de ar	2,300 cm	2,410 cm
Raio da cavidade de ar	0,310 cm	0,320 cm
Volume da cavidade de ar	0,600 cm ³	0,600 cm ³
Material da parede	PMMA/ grafite	grafite
Raio interno	0,315 cm	0,315 cm
Espessura da parede	0,043 g/cm ²	0,036 g/cm ²
Raio do eletrodo central	0,060 cm	0,050 cm
Comprimento do eletrodo central	2,120 cm	2,060 cm
Material do eletrodo central	Al	Al
Material da capa	PMMA	Delrin CH ₂ O
Espessura da parede	0,455 g/cm ²	0,387 g/cm ²
Raio externo	0.820 cm	0.755 cm

As câmaras de ionização nos dois conjuntos têm aparência externa idênticas, diferindo apenas nas suas características intrínsecas, como, espessura da parede, espessura e condutividade elétrica do eletrodo central, volume sensível, etc. podendo algumas interferir no resultado, como por exemplo, a influência do eixo de simetria na geometria de exposição.

Na Figura 3. 3 abaixo, segue a geometria da câmara vista com o programa gview2d para o sistema de coordenadas (00, 00 00).

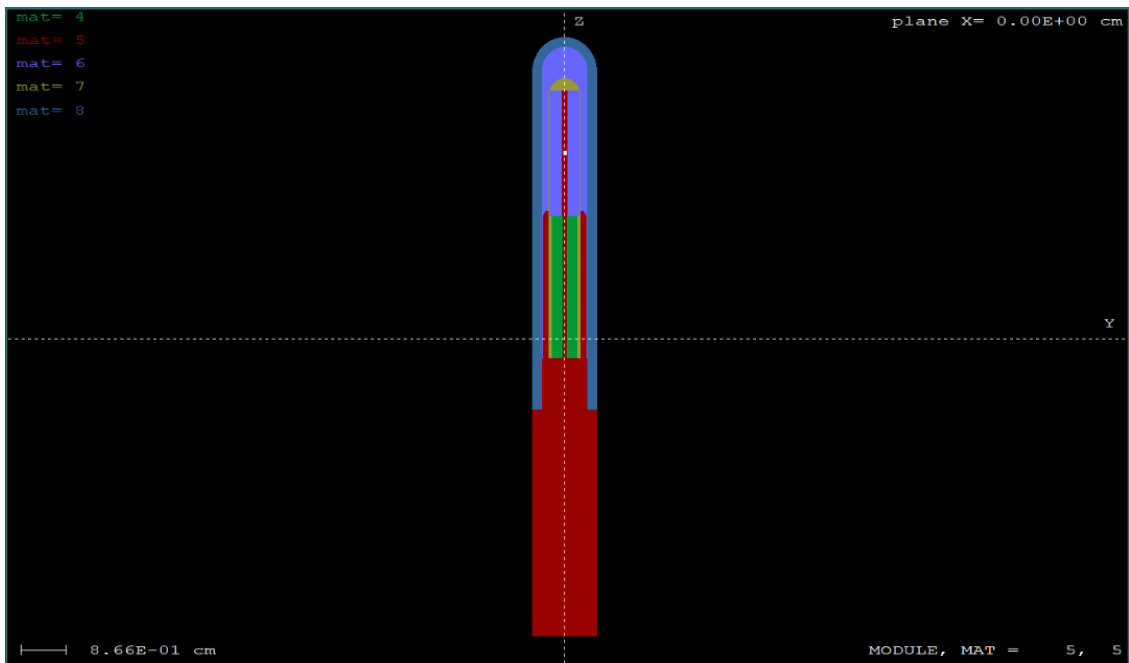


Figura 3. 3- geometria da câmara PTW – TN 3001 2D simulada no PENELOPE. Cada cor corresponde a um material diferente (cor verde -grafite, cor azul claro- ar, azul escuro – capa de build, vermelho – alumínio, verde abacate Teflon).

Abaixo, na Figura 3. 4, segue a geometria da câmara vista com o programa gview3d para o sistema de coordenadas (30, 60 0).

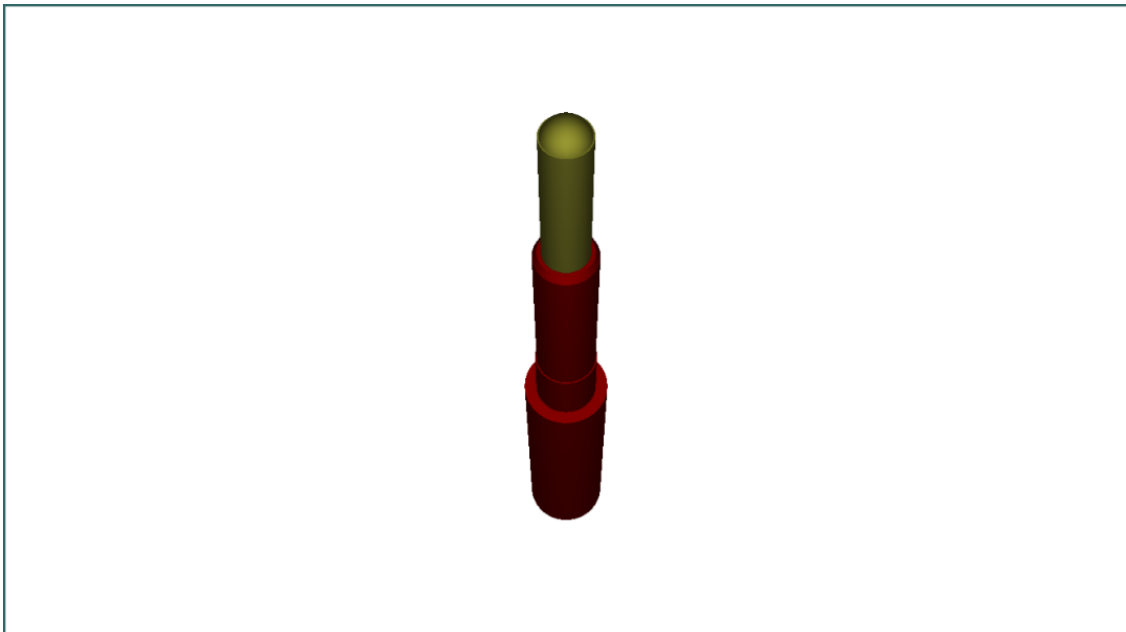


Figura 3. 4- geometria da câmara PTW – TN 3001 3D3D coordenadas (30, 60, 00) simulada no PENELOPE.

Na Figura 3. 5 abaixo, segue a geometria da câmara vista com o programa gview2d para o sistema de coordenadas (00, 00, 00).

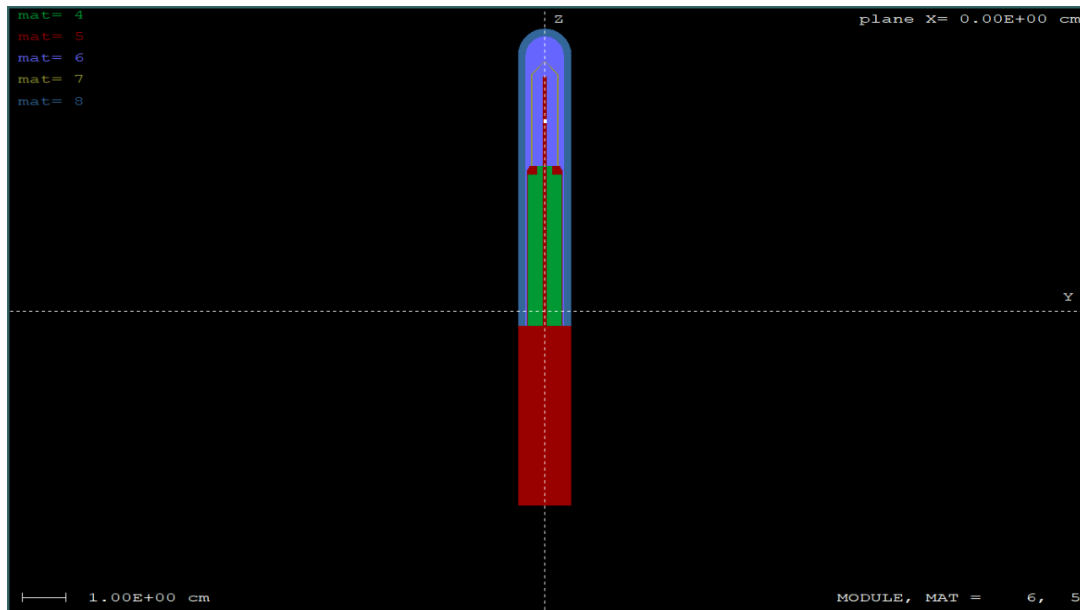


Figura 3. 5- Geometria da câmara NE2571 2D simulada no PENELOPE. Cada cor corresponde a um material diferente (cor verde -grafite, cor azul claro- ar, azul escuro – capa de build, vermelho – alumínio, verde abacate Teflon).

Abaixo, segue a geometria da câmara (Figura 3. 6) vista com o programa gview3d para o sistema de coordenadas (30, 60, 0) (SALVAT, FERNÁNDEZ-VAREA e SEMPAU, 2008).

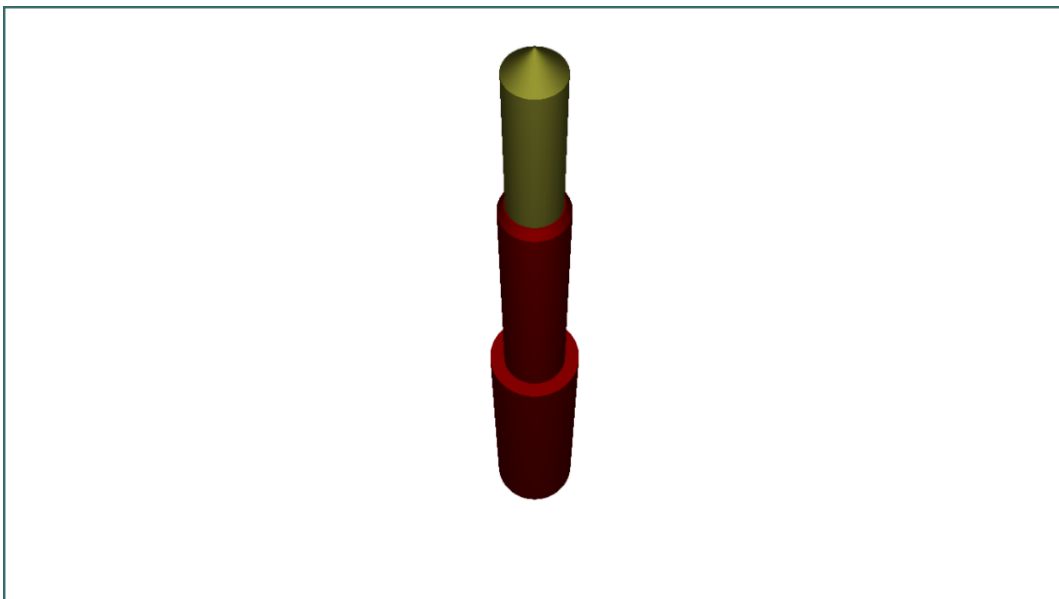


Figura 3. 6- Geometria da câmara NE 2571 3D coordenadas (30, 60, 00) simulada no PENELOPE.

3.2.2. Geometria da fonte de radiação

A fonte *Nucletron microSelectron-v2* (mSv2), fabricante *Nucletron Engineering BV – Holanda*, foi construída a partir das medidas fornecidas, gerando-se um cilindro de 3,6 mm de comprimento e 0,65 mm de diâmetro de irídio metálico com distribuição uniforme de ^{192}Ir e seu encapsulamento feito em cápsula de aço inoxidável AISI 316L de 0,9 mm de diâmetro externo, soldado a um cabo de aço de 0,7 mm de espessura e 1500 mm de comprimento. Já a fonte *GammaMedplus (GMP)*, fabricante *Varian – EUA*, foi constituída gerando-se um cilindro de 3,5 mm de comprimento e 0,70 mm de diâmetro de irídio e seu encapsulamento possui 0,9 mm de diâmetro externo, soldado a um cabo de aço de 0,61 mm de espessura e 1250 mm de comprimento.

Utilizando-se o código Penélope foi construído os seguintes materiais: fonte; material do encapsulamento; cabos e etc. Estes materiais são predeterminados no código, todavia pode-se criar materiais entrando com os dados no executável *material.exe*.

O espectro utilizado na simulação com a fonte, está em correspondência com o modelo já conhecido e usado como referência em diversos artigos publicados que trabalham com este modelo de fonte para simulação computacional (SMITH, JOHN A., *et al.*, 2017), (NAEEM, CHEN, *et al.*, 2016). Este espectro, que foi utilizado para a simulação neste trabalho é para uma fonte de ^{192}Ir puro “Bere” que foi usado para a simulação deste trabalho na construção da geometria da fonte com o encapsulamento. A distribuição de energia dos fótons iniciais de uma fonte abeta de ^{192}Ir , foi reproduzida conforme dados obtidos, por Borg e Rogers [41].

O ^{192}Ir é produzido quando o elemento químico absorve um nêutron induzindo a decair por transição β^- (95,3%) para vários estados excitados de ^{192}Pt e por captura eletrônica para os níveis excitados do ^{192}Os , emitindo raios gama em várias energias. Com uma meia vida de 73,827 dias (PODGORSK , DEWERD, *et al.*, 1992). Em média um decaimento fornece 1 elétron e 2,363 fótons, assim número de fótons emitidos por segundo é diretamente proporcional a atividade “A” e ao número fótons fornecidos neste decaimento.

As informações sobre a distribuição de energia da fonte aberta foram obtidas em Borg and Roger [41]. A distribuição de energia do radionuclídeo ^{192}Ir é mostrada Figura

2, onde é apresentado o espectro da fonte, sem e com encapsulamento. No caso em que fontes são seladas, o espectro de distribuição de energia varia devido à absorção dos feixes de baixa energia pelo material da cápsula que contém a fonte, apresentando uma amortização do aspecto.

Na Figura 3. 7 abaixo, segue a geometria da fonte *microSelectron* com suas estruturas vista com o programa *gview2d* tendo como base o trabalho de (ROGERS, 1999) para o sistema de coordenadas (00, 00, 00).

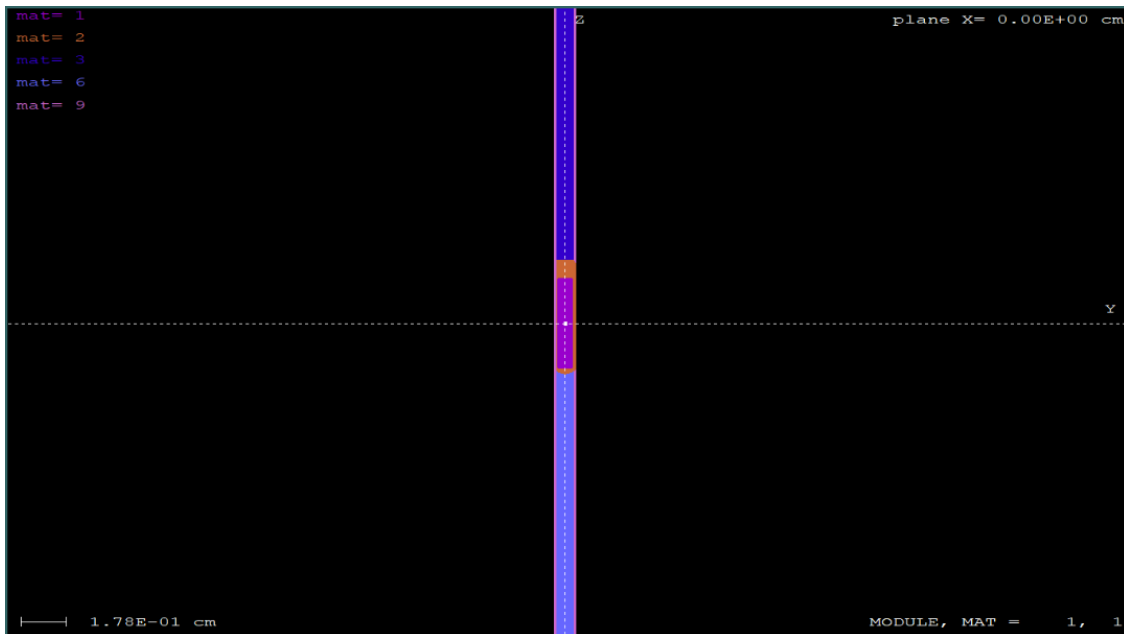


Figura 3. 7- geometria da fonte com cabo FCMSV 2D simulada no PENELOPE Cada cor corresponde a um material diferente (Roxo – núcleo de ^{192}Ir , cor de laranja - cápsula de aço, cor azul – cabo de aço, cor azul claro – ar, magenta- Polietileno).

No ficheiro de geometria definiram-se as superfícies quadráticas referentes ao cilindro, para a fonte de ^{192}Ir , a cápsula, o cabo e o material de encapsulamento da fonte. Em todas as superfícies quadráticas especificou-se um *Module*, onde se indicou o respectivo material e através do *Side Pointer*, determinando a região de interesse de um dado ponto com coordenadas (x,y,z) de modo que este esteja dentro ou fora da superfície quadrática), determinou-se qual a zona de interesse. Foram usadas superfícies, cônicas, cilíndricas, esféricas, planos e etc, seguindo o manual do Penélope (SALVAT, FERNÁNDEZ - VAREA e SEMPAU, 2008).

Abaixo, segue a geometria da fonte com suas estruturas vista com o programa *gview2d* (Figura 3. 8) para o sistema de coordenadas (00, 00, 00) (SALVAT, FERNÁNDEZ - VAREA e SEMPAU, 2008)

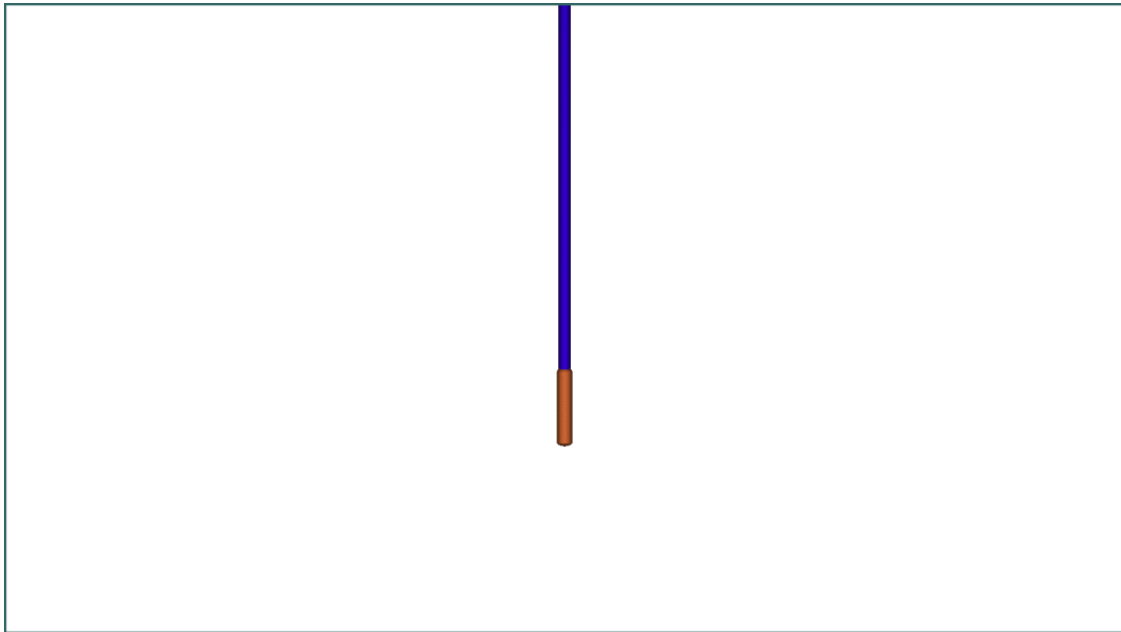


Figura 3. 8- geometria da fonte com cabo FCMSV 3D coordenadas (00, 00, 00) simulada no PENELOPE.

Nota neste estudo que a utilização de métodos de Monte Carlo requer uma descrição, ampla, cuidada e rigorosa da geometria e respectivos materiais existentes os quais compõe estas geometrias. Além disso, a descrição da fonte de radiação, incluindo energia, tipo de radiação, e tipo de fonte, entre outros, deve, igualmente ser descrita com muito rigor para que os resultados da simulação sejam credíveis e reproduzíveis. As simulações efetuadas para reproduzir computacionalmente os resultados das medições realizadas não substituem o experimento real, porem nos auxiliam com previsões muito próximas de uma situação real de aferição de um determinado fenômeno físico a ser analisado.

Na Figura 3. 9 abaixo, segue a geometria da fonte *GammamedPlus*, com suas estruturas vista com o programa gview2D para o sistema de coordenadas (00, 00, 00) e na Figura 3. 10 a vista em 3D usando-se o programa do código Penélope gview3D.

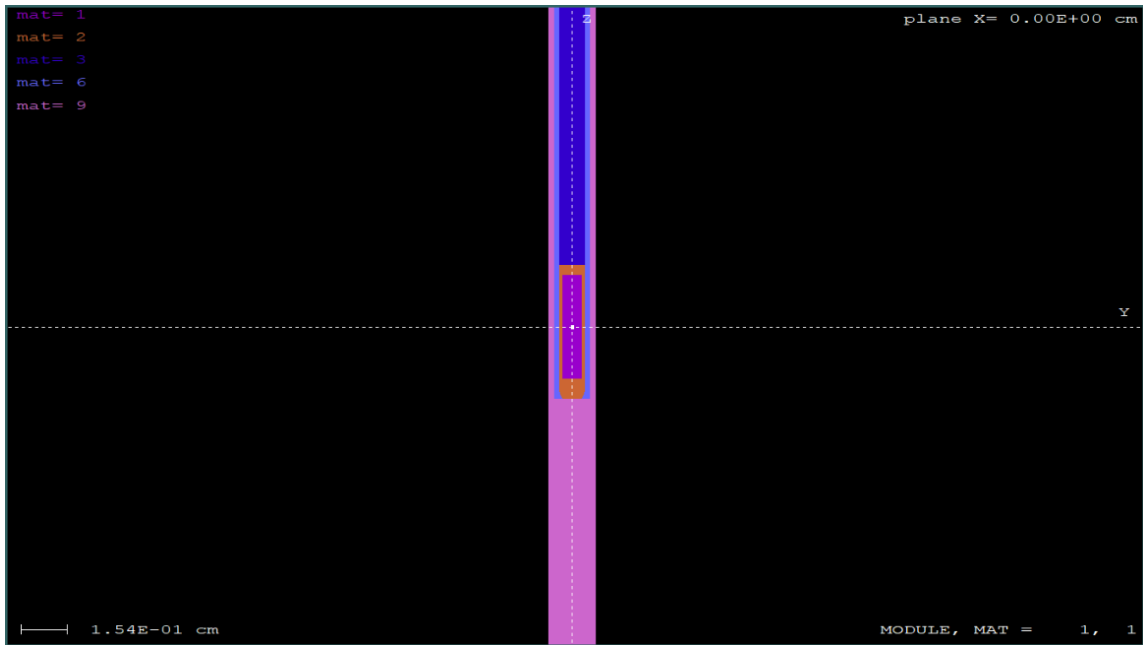


Figura 3. 9- Geometria da fonte com cabo FCGMP 2D simulada no PENELOPE. Cada cor corresponde a um material diferente (Roxo – núcleo de ^{192}Ir , cor de laranja - capsula de aço, cor azul – cabo de aço, cor azul claro – ar, magenta- Polietileno).

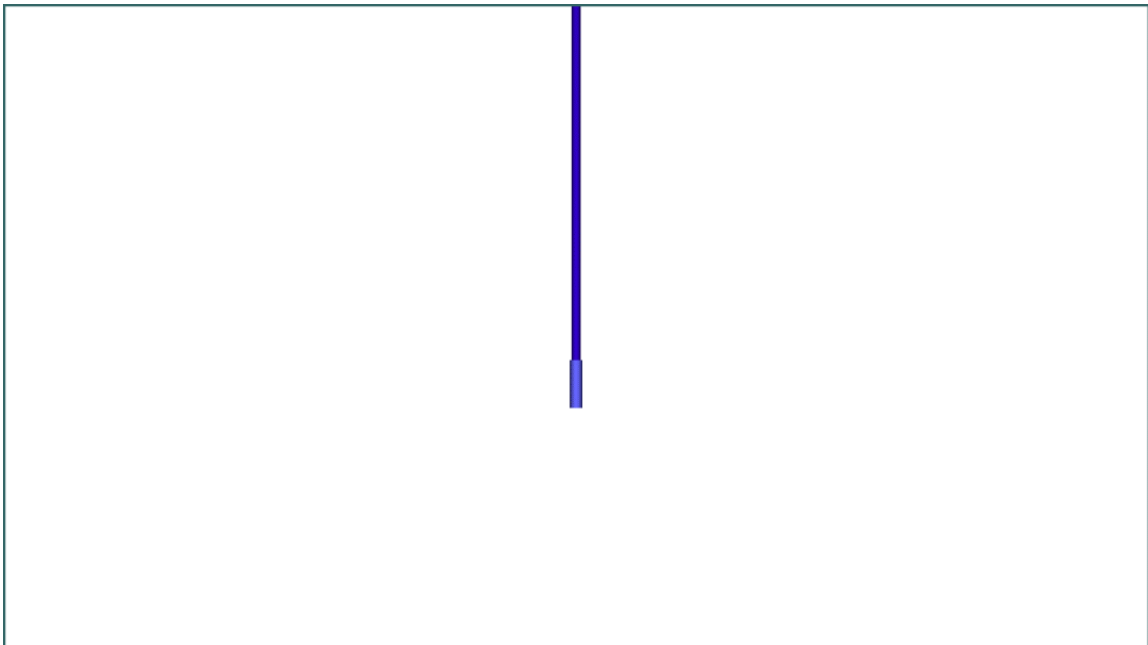


Figura 3. 10- – Geometria da fonte com cabo FCGMP coordenadas (00, 00, 00) 3D simulada no PENELOPE.

3.2.3. Geometria do suporte de fixação de Al com a fonte de ^{192}Ir e a câmara de ionização cilíndrica.

O sistema de posicionamento simulado visa utilizar o método de múltiplas distâncias. O sistema de posicionamento (DI PRINZIO, 2009) foi construído de forma a se ter até sete distâncias distintas entre a fonte e a câmara. Fazendo-se medições em sete distâncias. A Figura 3. 11, mostra o setup simulado com onde são fixados a fonte e a câmara.

O sistema de posicionamento mostrado na Figura 15 e Figura 16, foi construído em perfil “L” com material de alumínio com 5,00 cm de lado e 0,30 cm de espessura. O perfil de alumínio recebeu furações de 3,00 cm de diâmetro, com o objetivo de se reduzir seu peso total e também reduzir o espalhamento da radiação emitida pela fonte. A base de alumínio possui dimensões de (70,00 x 40,00 x 40,00) cm. Para a medição das dimensões do sistema de posicionamento foi utilizado um instrumento com precisão de 0,02 cm. Estas especificações foram usadas na simulação e as furações foram feitas usando o comando CLONE do pagode Penélope.

Para posicionar a câmara de Al e a fonte de ^{192}Ir , uma placa de acrílico com oito orifícios foi afixada na parte superior da base e na parte inferior seguindo as mesmas furações de posicionamento fonte - câmara. O primeiro orifício foi utilizado para fixar a haste do suporte da fonte e fica a 13,00 cm da extremidade da base em seu lado maior e os outros sete orifícios são alinhados e separados de 5,00 cm.

O primeiro orifício para fixar a haste do suporte da câmara fica a 17,00 cm do orifício onde é afixada a haste do suporte da fonte de radiação devido às dimensões do suporte da câmara. A medição das distâncias entre os orifícios mostrou que as distâncias fonte-câmara são de 10,40 cm, 15,40 cm, 20,30 cm, 25,30 cm, 30,30 cm, 35,50 cm e 40,20 cm, com precisão de 0,02 cm (DI PRINZIO, 2009).

Para se reduzir a contribuição da radiação espalhada pelo alumínio da base e pela placa de acrílico, tanto a câmara quanto a fonte são fixadas em hastes de forma que o centro da cavidade sensível da câmara e o centro de irradiação da fonte ficam a 40,0 cm acima da placa superior de acrílico, assim posicionamos a geometria simulada no centro geométrico do sistema de coordenadas do Penélope.

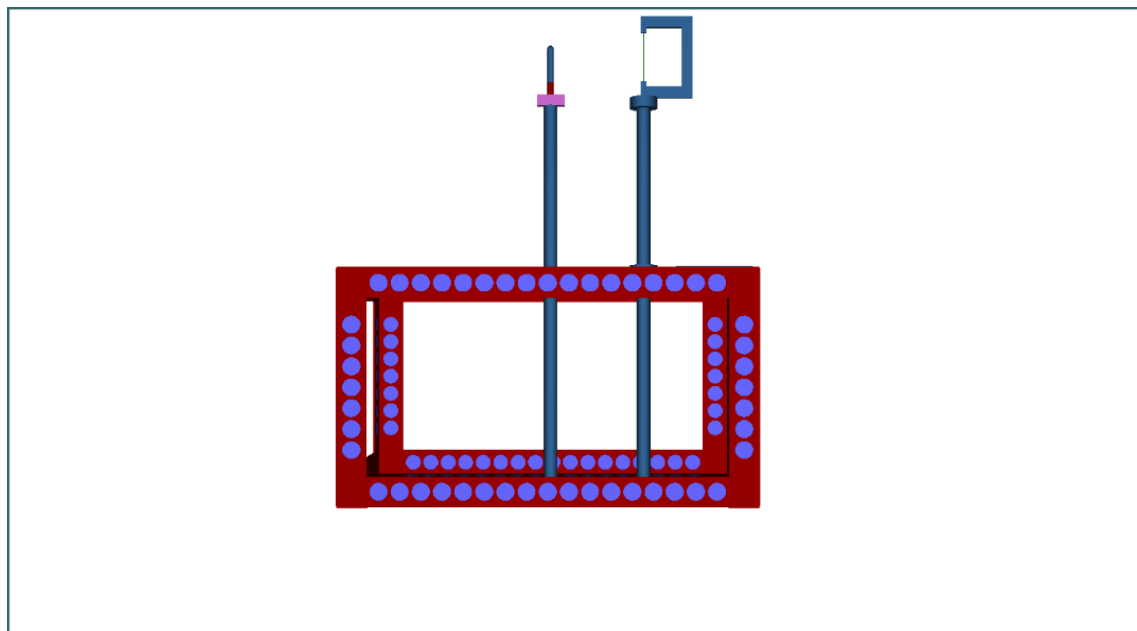


Figura 3. 11- Estrutura metálica coordenadas (00, 00, 00) 3D simulada no PENELOPE

Para o posicionamento da fonte, foi simulado com base no suporte desenvolvido, um suporte especial em acrílico em forma de “C”, conforme podemos ver na Figura 15. Esse suporte permite a introdução e fixação de um cateter para inserção da fonte de ^{192}Ir , na posição vertical, distante $(10,00 \pm 0,01)$ cm da parte posterior e $(4,50 \pm 0,01)$ cm da parte inferior e superior do “C”. Um nível de bolha de água foi afixado acima do “C” e outro nível semelhante foi colocado sobre o suporte da câmara para garantir que a câmara e a fonte fiquem alinhadas.

Para realizar a validação do modelo computacional implementado no programa de simulação de MMC Penelope, efetuaram-se medições de kerma no ar num conjunto de pontos num setup padrão específico para medida de HDR. Para tal utilizou-se o seguinte equipamento:

Equipamento de pós-carga remota de ^{192}Ir de alta taxa de dose

- câmaras poço e eletrômetros associados Electrômetro Unidos da PTW);
- Setup de calibração desenvolvido no LCR
- Câmara de ionização *Farmer* $0,6 \text{ cm}^3$ da PTW.

Todo sistema de calibração simulado foi imerso em um cubo de dimensões de modo a gerar um caso mais realístico de medição, visto que a sala onde são feitas as medidas contem ar. A Figura 3. 12 dá ideia do cubo de ar onde todo o setup foi imerso.

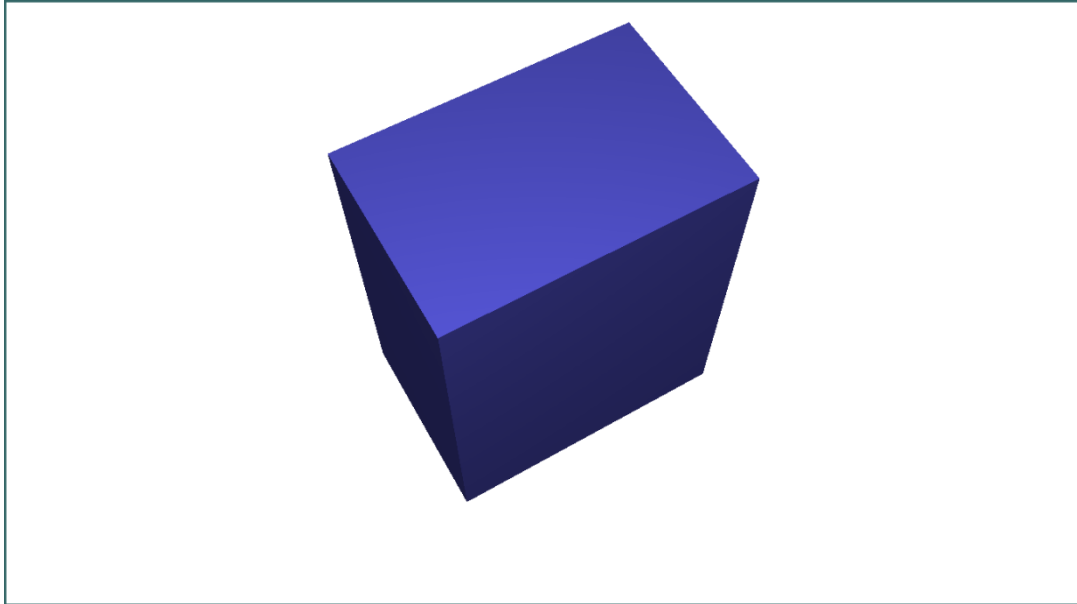


Figura 3. 12- cubo de dimensões (50 X 37 X 80) onde o setup encontra-se imerso, coordenadas (60, 30, 00) 3D simulada no PENELOPE

Escrevemos todos os módulos das estruturas desenvolvidas dentro deste volume de ar de modo a garantir que todas as estas estivessem imersas dentro de um universo de ar, garantindo assim uma simulação mais realística com o padrão que foi usado para determinar a calibração do sistema desenvolvido no Laboratório de Ciências Radiológicas da Universidade do estado do rio de Janeiro.

3.2.4. Câmara De Ionização Tipo Poço

Na determinação da taxa de Kerma no ar de referência de fontes de ^{192}Ir de alta taxa de dose braquiterapia, o modelo de câmara de ionização tipo poço, pode ser usado. Neste modelo a fonte radioativa é introduzida dentro da cavidade contendo o gás. Essa câmara possui um grande volume de ar, da ordem de 250 cm^3 no qual é introduzido um suporte, também conhecido como *inserto da fonte*, que possui diferentes configurações para permitir a medição de diferentes tipos de fontes, como ^{192}Ir , ^{125}I , ^{137}Cs entre outras.

3.2.4.1. Geometria do Inseto da Fonte

O inseto para posicionamento da fonte é feito de material PMMA como mostra a Figura 3. 13. Na Figura 3. 14 tem-se um esquema experimental com as dimensões do inseto.

Ao considerar o uso de PMMA (polimetilmetacrilato) em aplicações médicas, especialmente em braquiterapia com o uso de fontes de irídio-192 (^{192}Ir), é crucial entender como as propriedades deste material contribuem para a precisão e segurança dos tratamentos. O PMMA é empregado na fabricação de suportes de posicionamento de fontes radioativas, essenciais para o alinhamento correto das fontes durante os procedimentos de braquiterapia.

A transparência ótica do PMMA é uma característica vantajosa, pois permite aos médicos e técnicos observar diretamente a fonte de ^{192}Ir durante o processo de inserção e posicionamento, garantindo que a localização da fonte seja exata. Essa precisão é fundamental, visto que o alinhamento correto da fonte afeta diretamente a eficácia do tratamento, assegurando que a radiação seja entregue especificamente nas áreas-alvo, minimizando a exposição dos tecidos saudáveis circundantes.

A estabilidade dimensional do PMMA assegura que, mesmo sob as condições de radiação do ^{192}Ir , o suporte não deforme ou altere suas propriedades. Esta estabilidade é crucial, considerando que qualquer variação na forma do suporte poderia deslocar a fonte de sua posição ideal, comprometendo a precisão do tratamento. Além disso, a resistência do PMMA à degradação por radiação garante que o suporte mantenha sua integridade ao longo de repetidos usos, o que é especialmente importante em ambientes clínicos onde os suportes são utilizados frequentemente.

A facilidade de fabricação e moldagem do PMMA permite a produção de suportes personalizados que se adaptam perfeitamente às diversas configurações de câmaras de braquiterapia e especificidades das fontes de ^{192}Ir . Esta adaptabilidade é essencial para atender às necessidades específicas de cada tratamento e paciente, contribuindo para a eficácia terapêutica e conforto do paciente durante o procedimento.

Tem-se que, a resistência química do PMMA facilita a higienização e manutenção dos suportes, um aspecto fundamental para prevenir contaminações cruzadas em um ambiente clínico. Esta característica assegura que os protocolos de esterilização sejam eficazes e que os suportes possam ser reutilizados sem riscos de deterioração ou acúmulo de resíduos prejudiciais. A escolha do PMMA para a fabricação de suportes de posicionamento de fontes de ^{192}Ir em procedimentos de braquiterapia não apenas melhora a precisão e a segurança dos tratamentos, mas também assegura a durabilidade e funcionalidade dos equipamentos em um ambiente clínico exigente.



Figura 3. 13- inserto para posicionamento da fonte é feito de material PMMA

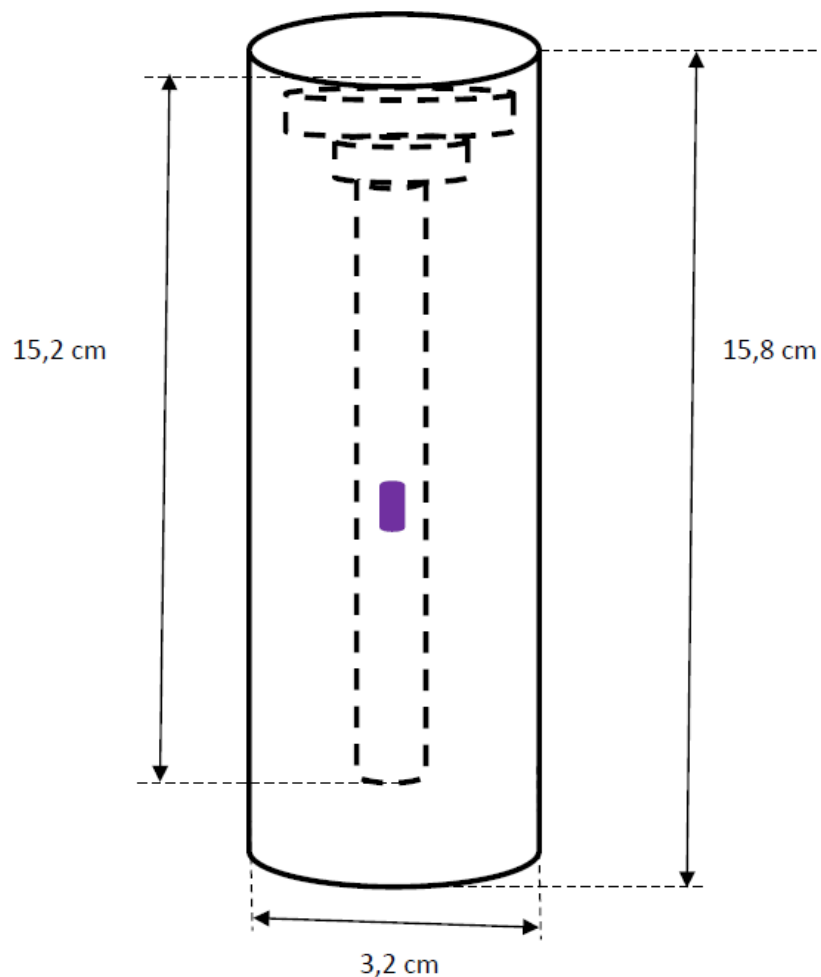


Figura 3. 14- Esquema do inserto onde introduz a fonte radioativa (modelo sem detalhes)

Na Figura 3. 15 e Figura 3. 16, mostra -se como procedeu a construção do inserto para guiar a fonte dentro da câmara. Este inserto e composto de um policarbonato PMMA, com uma área cilíndrica vasada por onde passa o cateter junto com a fonte. Como a fonte e muito pequena é de suma importância o uso do inserto para se evitar possíveis acidentes, como a fonte cair no chão e etc.



Figura 3. 15- inserto parte interna, foi construído um cilindro interno de ar, por onde passara o cateter 3D.

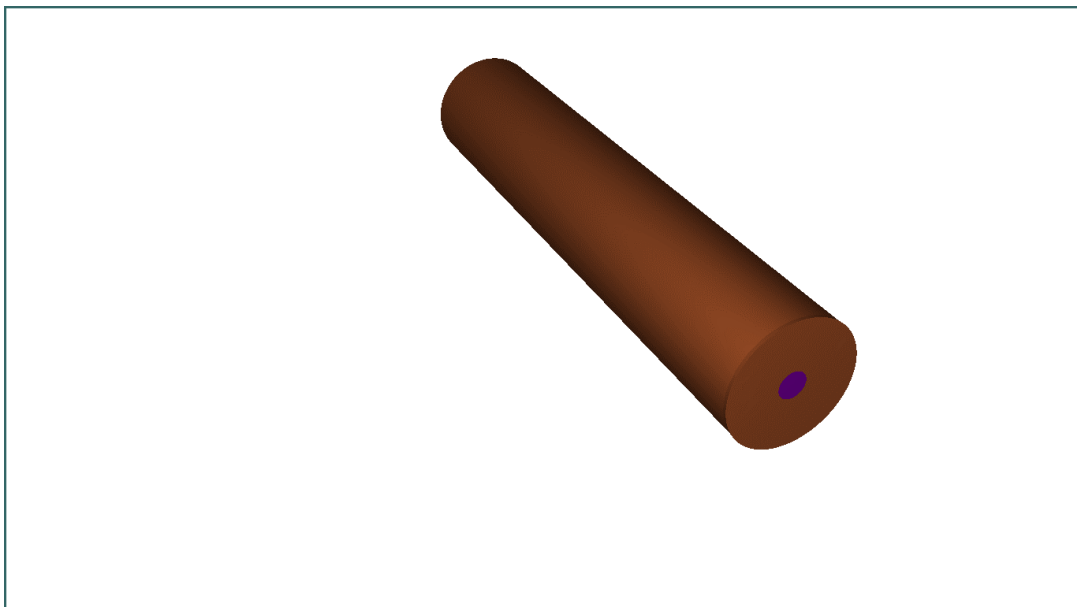


Figura 3. 16- inserto parte completo graus (0 60 30) 3D

Como o Penélope trabalha com superfícies quadráticas previamente definidas, criamos a geometria de dentro para fora onde o cilindro interno conte o material ar e a espessura externa e composta do material PMMA. As características dos materiais como densidade, composição química energia, dentre outras, foram estudas previamente e os matérias foram gerados fazendo uso do programa *material.exe* do pacote Penélope

A Figura 3. 17, mostra uma visão 2D com detalhe interno do inserto, aqui em azul vemos o local de posicionamento do cateter. Foi medido a posição onde a fonte deve ser colocada de modo a obter melhor resposta por meio da medição com a câmara Tipo Poço.

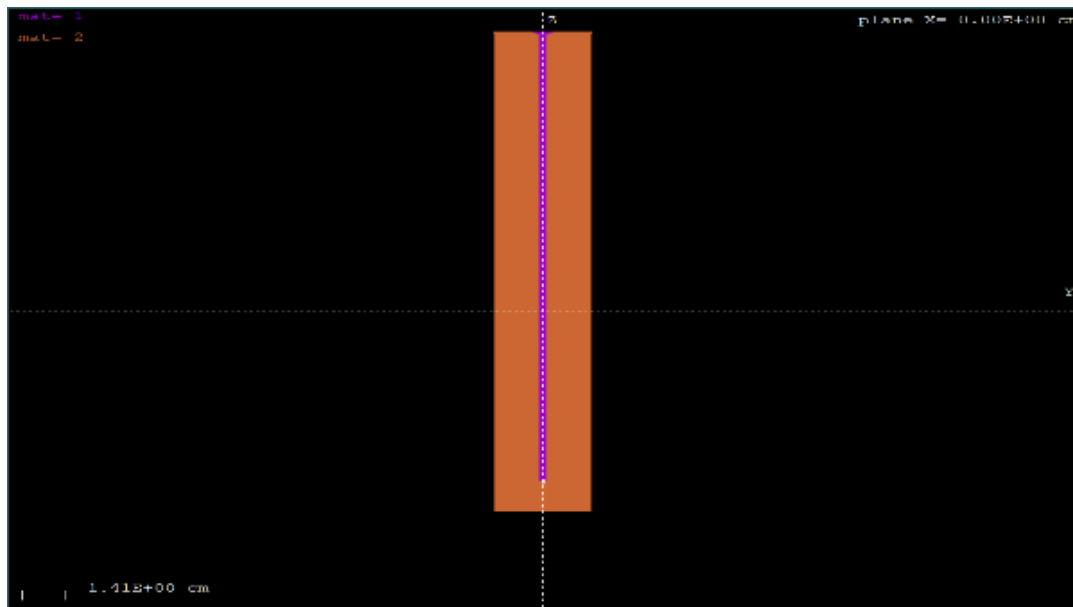


Figura 3. 17- inserto parte interna 2D

3.2.4.2. Geometria da câmara de ionização do Tipo Poço

Por possuírem uma alta sensibilidade e estabilidade de resposta ao longo do tempo as câmaras de ionização Tipo Poço são utilizadas em calibradores de dose em Medicina Nuclear. Essas câmaras são chamadas geralmente de Câmaras de Ionização Tipo Poço ou Câmaras de Ionização 4π devido a geometria que faz com que o ângulo sólido subtendido pelo detector em relação a fonte seja de quase 4π . A eficiência da detecção destes instrumentos depende fortemente das características geometrias e de materiais da fonte e do detector (KNOLL, 2000).

A Figura 3.19, mostra a vista 3D da câmara de ionização do tipo poço usando o visualizador gview3d do código Penélope.



Figura 3 1 – câmara Poço 3D

CAPÍTULO IV

4. Resultados e discussão

A seguir, apresentam-se os resultados alcançados neste estudo, relacionados à investigação da influência do suporte de calibração na medição da Taxa de Kerma no Ar de Referência (RAKR), e a determinação dos fatores de correção decorrentes da influência da radiação espalhada pelo suporte de fixação e da geometria das fontes de ^{192}Ir .

4.1. Alteração no espectro da fonte após o encapsulamento

O espectro de energia de uma fonte aberta de ^{192}Ir Figura 4. 1 (a) exibe uma distribuição variada de fótons por decaimento ao longo de múltiplas faixas de energia, o que reflete as propriedades de emissão características deste isótopo. Nas faixas de energia mais baixas, entre 8 a 14 MeV, a frequência de fótons por decaimento mantém-se constante e comparativamente baixa, atingindo $3,51 \times 10^{-3} \text{ MeV}^{-1}$. À medida que a energia aumenta, observam-se picos notáveis, especialmente em 295 MeV com $1,526 \times 10^{-2} \text{ MeV}^{-1}$ e em 316 MeV com $4,38 \times 10^{-2} \text{ MeV}^{-1}$, demonstrando que esses níveis de energia são mais comumente observados nas emissões gama de ^{192}Ir . Esses resultados estão em conformidade com a física nuclear associada ao ^{192}Ir , que é notório por suas diversas linhas de emissão gama (BORG e ROGERS, 1999)..

A análise do espectro da fonte microSelectron-v2 (mSv2) após o encapsulamento, apresentada na Figura 4. 1 (b), revela alterações significativas no espectro da fonte, conforme calculado por simulação computacional em ambiente de vácuo. Para a realização desta simulação, foi considerado um detector de ar posicionado a apenas 1 cm da fonte, uma configuração escolhida com o intuito de capturar toda a energia emitida pela fonte. Este arranjo propiciou que a simulação fosse conduzida num ponto em que a câmara de ionização e a fonte estivessem extremamente próximas, maximizando assim a deposição de energia no volume sensível de interesse, conforme destacado na referência (BORG e ROGERS, 1999). Esta proximidade é crucial para garantir que a simulação

reflita precisamente a interação da radiação com o detector, fornecendo dados vitais para entender como o encapsulamento influencia o espectro de emissão da fonte e, conseqüentemente, as medidas de Kerma no ar que serão utilizadas em aplicações clínicas.

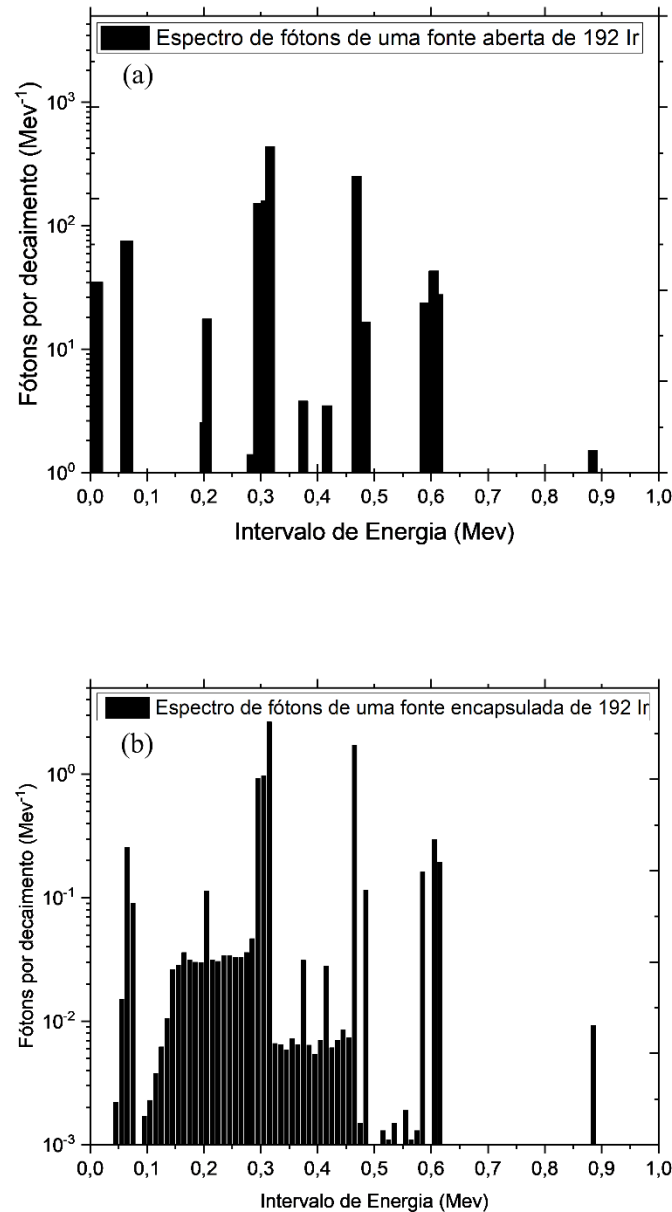


Figura 4. 1 Espectro de fótons de uma fonte aberta de ^{192}Ir (a) e a (b) Espectro de fluência da fonte de ^{192}Ir do equipamento *microSelectron* (resultados adaptados (BORG e ROGERS, 1999)).

Observou-se na Figura 4. 1 (b) que o encapsulamento modifica o espectro de fluência da fonte de ^{192}Ir , afetando principalmente a parte de baixas energia do espectro de fótons. Na aquisição destes dados foi considerada uma fonte imersa num detector de gás onde a mesma ocupa o centro para que a distribuição de energia seja mais isotrópica possível. Esta modificação foi observada, no intervalo entre 0,1 à 0,5 MeV. Observa-se variação no espectro de fluência devido ao encapsulamento devido à absorção em baixa energia ($< 0,5 \text{ MeV}$, em relação ao espectro de uma fonte sem encapsulamento).

A comparação dos espectros de energia de uma fonte de ^{192}Ir sem encapsulamento e com encapsulamento revela informações cruciais sobre o comportamento dos fótons emitidos pela fonte radioativa. A análise detalhada desses espectros ilustra não apenas a natureza das emissões gama do ^{192}Ir , mas também destaca a influência significativa do encapsulamento no controle e na modificação dessas emissões.

O espectro de energia de uma fonte aberta de ^{192}Ir apresenta uma distribuição de fótons por decaimento em diversas faixas de energia, refletindo as características de emissão intrínsecas do isótopo. Observa-se que, em baixas energias (8 a 14 MeV), a taxa de fótons por decaimento é constante e relativamente baixa ($3,51 \times 10^{-3} \text{ MeV}^{-1}$). À medida que a energia aumenta, surgem picos significativos em 295 MeV ($1,526 \times 10^{-2} \text{ MeV}^{-1}$) e em 316 MeV ($4,38 \times 10^{-2} \text{ MeV}^{-1}$), indicando que essas energias são mais prevalentes nas emissões gama do ^{192}Ir . Esses dados são coerentes com a física nuclear do ^{192}Ir , um isótopo conhecido por suas múltiplas linhas de emissão gama. Em aplicações práticas, a análise do espectro de uma fonte aberta é essencial para compreender o comportamento da radiação e calibrar instrumentos de detecção e medição de radiação.

Quando se observa o espectro de energia de uma fonte encapsulada de ^{192}Ir , notam-se diferenças marcantes em comparação com a fonte aberta. Os valores de fótons por decaimento em várias faixas de energia são drasticamente reduzidos, especialmente em energias mais baixas. Por exemplo, muitos pontos no espectro encapsulado exibem valores próximos de zero ($1,00 \times 10^{-29} \text{ MeV}^{-1}$), indicando uma atenuação quase completa dos fótons de baixa energia. Há, entretanto, picos de fótons em energias específicas, como em 305 MeV ($9,693 \times 10^{-1} \text{ MeV}^{-1}$) e 315 MeV ($2,651 \text{ MeV}^{-1}$), que se destacam. Esses picos representam fótons de alta energia que são menos afetados pelo material de encapsulamento.

A diferença de três ordens de grandeza entre os espectros de uma fonte sem encapsulamento e uma com encapsulamento pode ser explicada por vários fatores físicos e materiais. Primeiramente, o encapsulamento de uma fonte radioativa geralmente envolve materiais densos, como aço inoxidável ou titânio, que são eficazes em absorver e espalhar fótons de baixa energia. Esse fenômeno resulta em uma redução significativa na taxa de fótons detectados para energias mais baixas, pois esses fótons são facilmente absorvidos pelo material encapsulante. Fótons de baixa energia têm uma probabilidade maior de interagir com os átomos do material de encapsulamento, sendo absorvidos ou espalhados por processos como a absorção fotoelétrica e a dispersão Compton. Em contraste, fótons de alta energia possuem maior capacidade de penetração e são menos suscetíveis a essas interações, resultando em menor atenuação.

Além disso, a função primária do encapsulamento é fornecer blindagem contra radiação, minimizando a exposição de indivíduos e equipamentos à radiação nociva. A blindagem é especialmente eficaz contra fótons de baixa energia, que são facilmente bloqueados, enquanto fótons de alta energia requerem materiais mais espessos ou densos para a mesma eficácia de atenuação. No material de encapsulamento, os processos de dispersão Compton e absorção fotoelétrica desempenham papéis cruciais na atenuação da radiação. A absorção fotoelétrica é altamente dependente da energia dos fótons e do número atômico do material. À medida que a energia dos fótons aumenta, a probabilidade de absorção fotoelétrica diminui, enquanto a dispersão Compton continua a ser significativa, mas menos eficaz na redução de fótons de alta energia.

Portanto, a análise comparativa dos espectros de energia de uma fonte de ^{192}Ir sem encapsulamento e com encapsulamento evidencia a importância do encapsulamento na modificação das emissões gama. O encapsulamento não apenas atenua significativamente os fótons de baixa energia, mas também altera a distribuição geral dos fótons emitidos, resultando em um espectro modificado que é crucial para aplicações seguras e eficazes da fonte radioativa. Esses resultados sublinham a necessidade de considerar o encapsulamento nas avaliações de segurança radiológica e na calibração de instrumentos de medição, garantindo assim a proteção adequada contra a radiação ionizante.

Ao se determinar a taxa de Kerma no ar de referência a uma distância d da fonte é preciso corrigir a atenuação dos fótons primários entre a fonte e a câmara de ionização (IAEA, 2002). No entanto, de acordo com o método de múltiplas distâncias, a constância

do fator f indica que não é necessário corrigir as leituras para o ar devido à atenuação no espectro da fonte.

Esse fato foi justificado experimentalmente por Goetsch (GOETSCH, ATTIX, *et al.*, 1991) e também por simulação Monte Carlo feita por (BORG e ROGERS, 1999). Esses autores mostraram que não existe qualquer diferença espectral entre os cálculos realizados no ar e aqueles realizados no vácuo, pois o encapsulamento da fonte filtra as energias abaixo de 60 keV.

4.2. Verificação da lei do inverso do quadrado da distância

A construção do setup de calibração por simulação computacional é mostrada na Figura 4. 2, onde é mostrada a fonte e a câmara de ionização posicionada no suporte de fixação.

Em (a) tem-se: em vermelho o suporte de Al, em azul-escuro a placa de PMMA e em azul-claro os “buracos” feitos para reduzir a quantidade de material e reduzir a radiação espalhada devido à interação com o suporte e em amarelo, as posições de parada da câmara de ionização, que foram numeradas de 1 a 7. Em (b) tem-se: em azul-escuro os suportes de PMMA, em rosa o suporte de fixação da câmara de ionização, em vermelho a base da câmara de ionização, em azul-claro a capa de buildup e em verde o volume de ar.

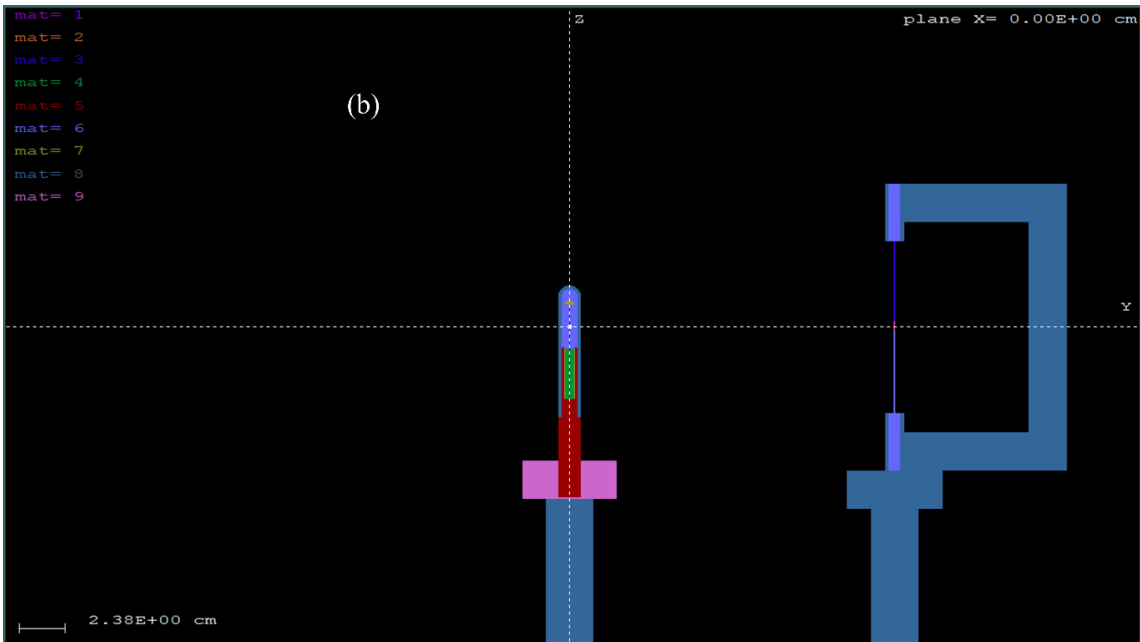
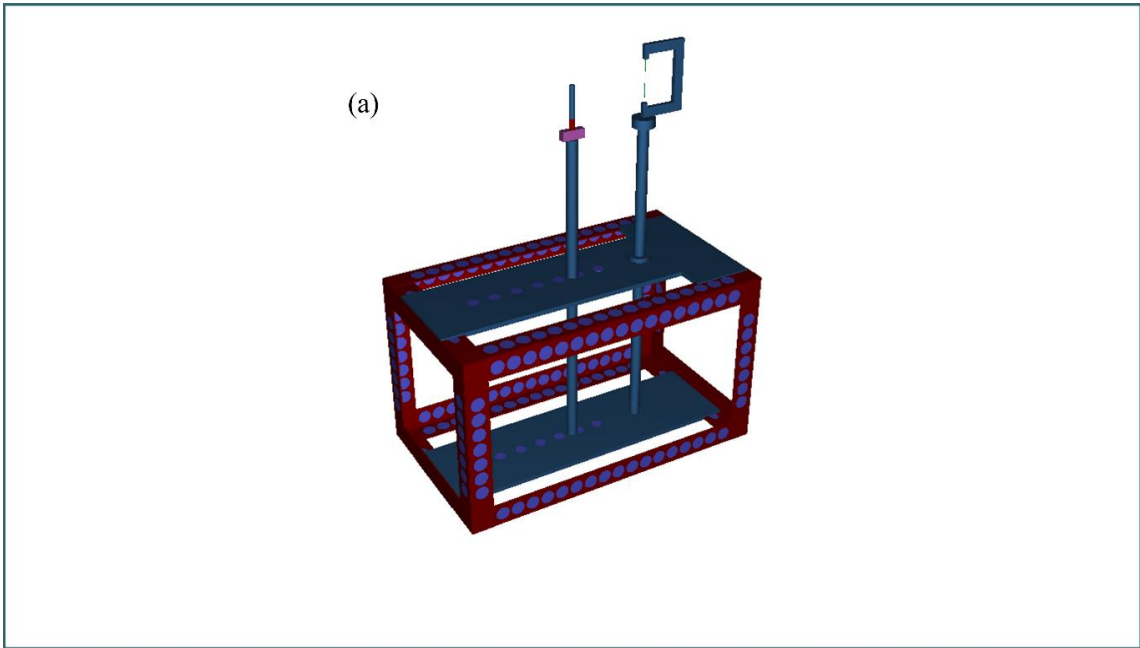


Figura 4. 2- (a) e (b) Setup de calibração desenvolvido no LCR/ UERJ por simulação computacional.

A verificação da lei do inverso do quadrado da distância foi conduzida ao normalizar a medição pelo valor da energia máxima depositada na câmara de ionização, ou seja, pela energia armazenada no volume sensível da câmara de ionização. Esse artifício foi empregado para facilitar a comparação de duas medidas obtidas em unidades distintas. A medida experimental foi expressa em nano Coulomb (nC), enquanto a simulação computacional foi em eV/partícula.

A Figura 4. 3 apresenta o perfil da curva obtida neste estudo em comparação com a curva experimental normalizada. As curvas revelam uma correlação significativa, indicada pelo valor do coeficiente de Pearson para as curvas correspondentes aos dados obtidos na simulação, o qual é de $R^2 = 1$.

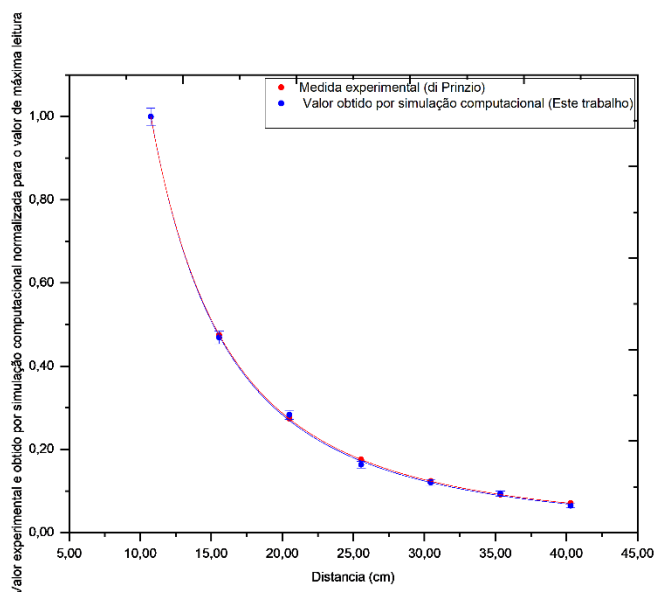


Figura 4. 3- Medida experimental versus simulado normalizado para o valor de máxima para verificação da lei do inverso do quadrado da distância obtido com a câmara de ionização TN 30001

O Comportamento da radiação primária da fonte com a distância, mostrando que é obedecida a lei do inverso do quadrado da distância, para as sete distâncias fonte-câmara obtido com a câmara TN30001 no sistema de posicionamento do LCR.

A análise dos dados experimentais realizados por Di Prinzio e das simulações computacionais utilizando o código de Monte Carlo Penélope, ambos normalizados para o valor de máxima leitura, confirma a aplicabilidade da lei do inverso do quadrado da distância. Essa lei estabelece que a intensidade da radiação é inversamente proporcional ao quadrado da distância a partir da fonte, ou seja, ao dobrar a distância, a intensidade da radiação se reduz a um quarto do valor original. Tanto as leituras experimentais quanto os resultados das simulações seguem essa tendência, demonstrando a esperada diminuição da intensidade conforme a distância aumenta.

Ao comparar os dados experimentais com os resultados das simulações, observa-se um comportamento similar, alinhado com a lei do inverso do quadrado da distância. No entanto, pequenas variações nos valores podem ser atribuídas a fatores como imprecisões experimentais, modelagem computacional e erros de medição. Para uma análise mais detalhada, foram calculados os desvios relativos entre os dados experimentais e os obtidos por simulação computacional.

Os cálculos dos desvios relativos mostram que os valores das simulações estão próximos dos valores experimentais, com desvios geralmente abaixo de 10%. Por exemplo, na distância de 15 cm, o Erro relativo é de 1,23%, enquanto na distância de 40 cm, a maior discrepância observada é de 8,52%. Esses resultados indicam que as simulações computacionais são uma ferramenta confiável para prever o comportamento físico em contextos experimentais.

A análise dos dados confirma a validade da lei do inverso do quadrado da distância para a radiação medida pela câmara de ionização TN 30001. As simulações realizadas com o código de Monte Carlo Penélope mostram uma boa concordância com os dados experimentais, evidenciando a precisão e a utilidade das simulações na previsão de comportamentos físicos. Os desvios relativos observados são baixos e podem ser considerados aceitáveis dentro da incerteza associada às medições experimentais e às simulações.

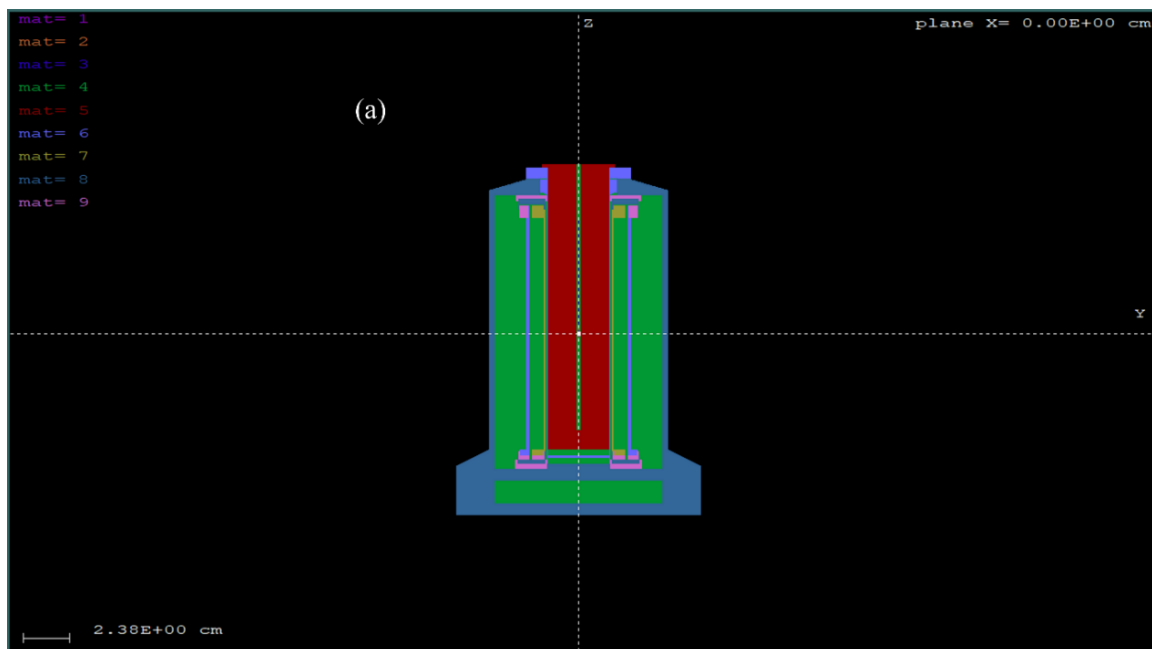
Essa análise estatística valida o uso do método de Monte Carlo para simulações em estudos de dosimetria e física médica, demonstrando que tanto as medições experimentais quanto as simulações computacionais seguem a lei do inverso do quadrado da distância, com pequenas variações justificadas dentro do contexto da pesquisa científica.

4.3. Posição da fonte na câmara de ionização tipo poço para máxima leitura da energia.

Para assegurar uma coleta ideal do ponto de máxima deposição de energia, é essencial identificar a posição de leitura máxima da Tipo Poço Sourcecheck 4PI para os modelos de fonte (GMp) e (mSv2). Essa meta foi atingida por meio do desenvolvimento

computacional da câmara de poço Sourcecheck 4PI, conforme representado na Figura 4.4.

Ao desenvolver computacionalmente a câmara de poço Sourcecheck 4PI, é possível otimizar a posição de leitura para modelos específicos de fontes, como (GMp) e (mSv2). A determinação da posição de leitura máxima é crucial para garantir que a câmara capture a quantidade máxima de radiação emitida pela fonte, permitindo assim medições mais precisas.



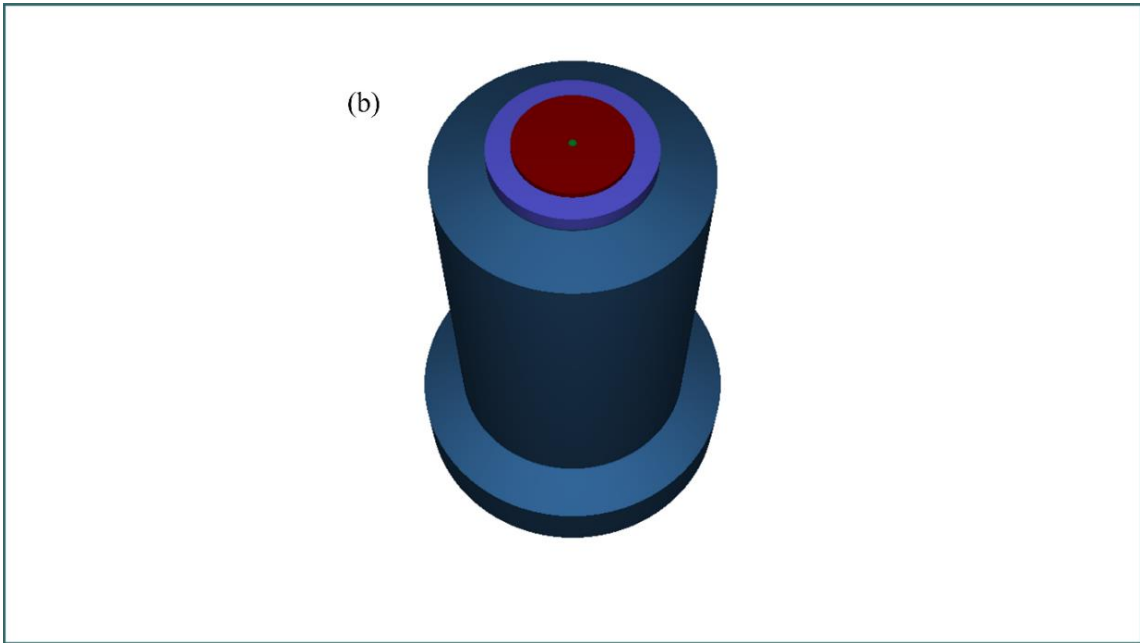


Figura 4. 4 - (a) câmara de ionização Tipo Poço Sourcecheck 4PI 2D obtida no Penelope (b) vista 3 D.

O desvio de leitura, relativo à posição de máximo para fonte (mSv²), nos pontos de parada 5,5 e 6,5 em relação à posição central (ponto de máximo da função) foram de 0,150% e 0,176% respectivamente. Já usando-se a fonte (GMp), a câmara de ionização poço apresentou valores de 0,199% e 0,724% nos pontos de parada 6,0 e 7,0, respectivamente. A Figura 4. 5 mostra a Curva de sensibilidade da resposta da Tipo Poço Sourcecheck 4PI.

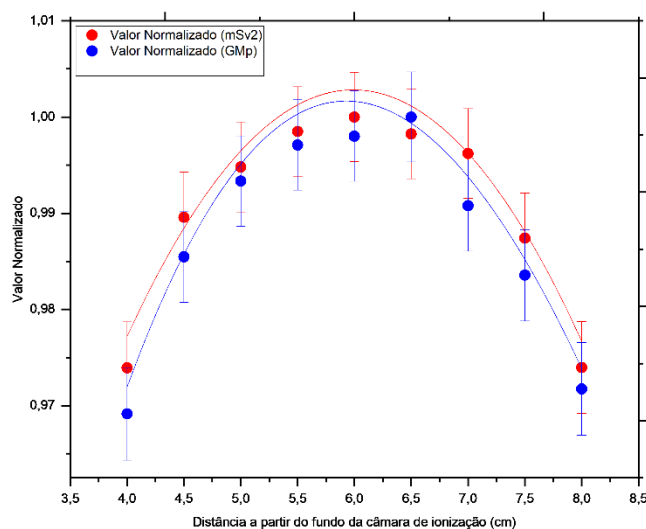


Figura 4. 5- Curva de sensibilidade da resposta da câmara de ionização Sourcecheck 4PI em função da distância da fonte ao longo do eixo axial, usando as fontes (mSv2) e (GMp).

Foi verificado para esta câmara de ionização que o ponto de máxima ionização não se encontra exatamente na mesma posição ao realizar-se medidas com fontes de geometrias diferentes. Uma vez que o valor de máxima deposição de energia obteve uma variação máxima de aproximadamente 0,724% para medidas com a fonte (GMp).

Para a análise da curva de sensibilidade da resposta da câmara de ionização tipo poço em função da distância da fonte à base da câmara, foram utilizados dados obtidos por simulação computacional com o código de Monte Carlo Penélope. A câmara de poço Sourcecheck 4PI foi utilizada para a aquisição dos dados, os quais foram normalizados para o valor de máxima leitura. Dois tipos de fontes foram analisados: GMp e mSv.

Ao examinar os dados, observa-se que, para ambas as fontes, a resposta da câmara de ionização atinge seu valor máximo em distâncias ligeiramente diferentes. Para a fonte GMp, o valor máximo normalizado de 1 ocorre na distância de 6,5 cm a partir do fundo da câmara. Já para a fonte mSv, o valor máximo normalizado de 1 ocorre na distância de 6 cm a partir do fundo da câmara. Esse ponto é onde a leitura é igual a 1, ou seja, a máxima resposta normalizada. A partir destes pontos, a leitura começa a diminuir ligeiramente conforme a distância aumenta ou diminui.

Os valores normalizados para a fonte GMp começam em 0,96915 na distância de 4 cm e aumentam gradualmente até atingir o máximo de 1 em 6,5 cm, antes de diminuir novamente para 0,97174 em 8 cm. A fonte mSv segue um padrão similar, com valores começando em 0,97393 em 4 cm, alcançando o máximo de 1 em 6 cm, e diminuindo para 0,97397 em 8 cm. A proximidade dos valores normalizados entre as duas fontes indica uma consistência na resposta da câmara de ionização independentemente da fonte utilizada.

A justificativa para esses resultados reside na geometria e construção da câmara de ionização. A câmara é projetada para ter uma resposta máxima em um ponto específico ao longo de seu eixo axial, que corresponde ao ponto onde a ionização gerada pela fonte é mais eficientemente coletada pelos eletrodos da câmara. Isso explica por que há um ponto de máxima leitura e leituras menores fora desse ponto.

Comparando os resultados obtidos com as fontes GMp e mSv, nota-se que ambas apresentam uma curva de resposta similar, com uma pequena variação nos valores normalizados. As diferenças nos valores são mínimas, indicando que a câmara de ionização tem uma resposta estável e confiável para diferentes tipos de fontes de radiação. Isso é um indicativo da precisão e versatilidade da câmara Sourcecheck 4PI.

Para analisar os desvios relativos em torno do ponto de máximo da curva, pode-se observar que os erros associados aos valores normalizados são relativamente pequenos, em torno de 0,0047 a 0,0048 para ambas as fontes. A análise estatística dos desvios relativos mostra que a variabilidade dos dados é baixa, indicando uma alta precisão nas medições. O desvio padrão das leituras em torno do ponto de máxima resposta é baixo, reforçando a consistência dos resultados obtidos.

A curva de sensibilidade da câmara de ionização tipo poço revela que a máxima resposta ocorre em uma distância específica da fonte à base da câmara, com leituras consistentes e precisas para diferentes tipos de fontes de radiação. Os resultados justificam a construção geométrica da câmara e sua capacidade de fornecer leituras confiáveis, tornando-a uma ferramenta eficaz para medições de radiação em diversas aplicações.

4.4. Taxa de Kerma no ar de referência (RAKR) por atividade S_k . A^{-1} ($U. Bq^{-1}$).

A estimativa da Intensidade de Kerma no ar por atividade, neste trabalho, foram de $1,725 \cdot 10^{-03} Gy \cdot s^{-1} \cdot Bq^{-1}$ para câmara de ionização NE 1,710 $Gy \cdot s^{-1} \cdot Bq^{-1}$ para câmara de ionização TN 30001 e NE 2571, com uma incerteza de 0,932% e 0,919% respectivamente para um fator de abrangência $k = 2$ como descrito na Tabela 4. 1. Segundo Borg J, Rogers (BORG e ROGERS, 1999), o Bremsstrahlung faz com que o Kerma no ar tenha um aumento de 0,2% na sua intensidade.

Tabela 4. 1- Kerma no ar de referência por atividade para fonte (mSv2) obtido por simulação computacional.

Câmara de ionização cilíndrica	S_k/A ($U. Bq^{-1}$)	Incerteza Expandida (%) $k=2$; Nível de confiança de 95.45 %
NE 2571	$1,725 \times 10^{-03}$	0,932%
TN 30001	$1,710 \times 10^{-03}$	0,919%

De acordo com a Tabela 4. 2, a estimativa para o Kerma no ar de referência, considerando-se uma fonte de atividade $12,3 Ci$, nas mesmas condições da medida experimental (1997), os valores obtidos computacionalmente, foram de $21,033 mGy \cdot h^{-1}$ usando-se a câmara de ionização TN 30001 e $21,221 mGy \cdot h^{-1}$ para câmara de ionização NE 2571 ambos com incerteza expandida de aproximadamente 1 % para fator de abrangência $k = 2$ a 1 m da fonte.

Tabela 4. 2- Comparação dos valores da Taxa de Kerma no ar de Referência (RAKR) de Referência a 1 m para uma atividade de 12.3 Ci. Coluna (A) medida Di Prinzio (experimental), coluna (B) este trabalho (medidas obtidas por simulação computacional).

Câmara de ionização cilíndrica	S_K ($mGyh^{-1}$) a 1 m			
	A	B	(A/B)	Erro relativo (%)
TN 30001	21,660	21,033	1,030	2,895%
NE 2571	21,220	21,221	1,000	0,005%

Nas medições por meio MCM para a câmara de ionização TN 30001 obteve-se um Erro relativo de 2,890% em comparação com as medidas experimentais. Já para câmara de ionização NE 2571 este Erro relativo foi de 0,005%.

A avaliação de incertezas na determinação do Kerma no ar de referência experimental, com câmara dedal foi de 1,09 % para $k=2$ (DI PRINZIO e DEALMEIDA, 2009)

4.5. Alteração da fluência devido a presença do suporte de fixação de alumínio

Para verificar a contribuição da radiação espalhada por conta do suporte de fixação alumínio, foi realizado um estudo da influência do sistema de posicionamento. Nesta configuração foi considerando medidas realizadas computacionalmente com e sem este suporte em condições em que a câmara de ionização foi fixada a 1 cm da fonte, curvas (a) e (b) como mostra a Figura 4. 6 e valores na mesma configuração com a câmara de ionização a aproximadamente a 10 cm da fonte, curvas (c) e (d) como é visto na Figura 4. 7.

Já a distância de 10 cm é a posição mais próxima da fonte no suporte de fixação e também, a escolha da distância de 10 cm, pode ser determinada pela necessidade de

avaliar a distribuição de dose em regiões mais distantes, refletindo condições mais realistas do ambiente clínico. Além disso, essa prática pode ser útil em estudos de caracterização de feixes de radiação, garantindo uma compreensão abrangente da interação da radiação em diferentes distâncias da fonte.

Foi observado, na Figura 4. 6, que no intervalo aproximado de 0,0 a 0,3 Mev, aproximadamente, para energias mais baixas, o espectro de fluência mostrou alterações para as curvas (a) e (b), ocorreu um pico no espectro de fluência, devido a colocação do suporte de calibração. Isso deve-se a interação destes fótons espalhados com a região de volume sensível da câmara de ionização, sendo este contabilizados e gerando esta alteração no espectro o que pode contribuir na incerteza da grandeza física medida. A contribuição percentual devido a influência do suporte de fixação de Al, nesta posição, foi de aproximadamente 2%.

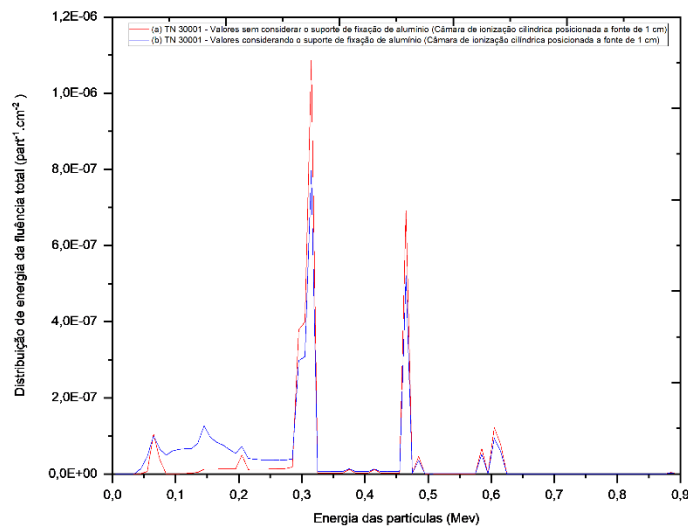


Figura 4. 6- Espectro de fluências em energia, com e sem suporte de fixação de Al, estando a fonte posicionada a 1cm da câmara de ionização.

Já para uma posição aproximadamente de 10 cm, a Figura 4. 7 mostrou que no intervalo uma alteração em toda faixa do espectro, sendo que no intervalo de 0,1 a 0,3, aproximadamente, foi observado uma maior distorção na distribuição da fluência em energia. Isso pode ter acontecido por influência na mudança de posição da câmara de ionização aumentando a região de interação do suporte de fixação, sendo assim, maior contribuição da radiação espalhada, o que pode ter ocasionado este comportamento. A

concordância da medida com um nível de referência nesta posição foi de aproximadamente 3%.

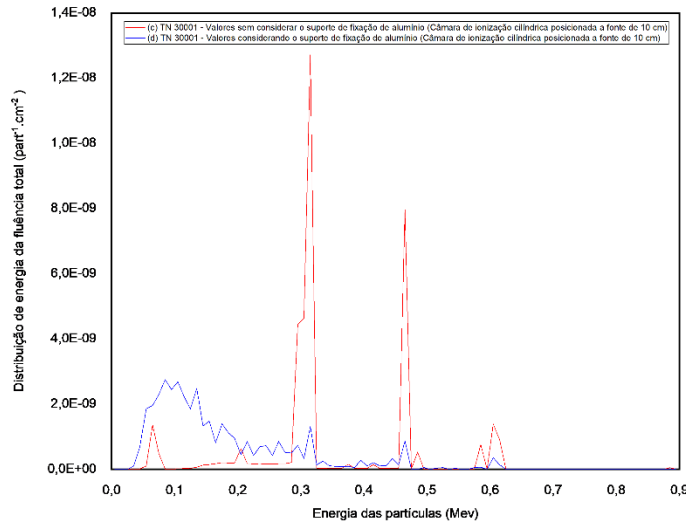


Figura 4. 7- Espectro de fluências com e sem setup de medição a 10 cm da fonte.

A Tabela 4. 3 mostra o valor dos fatores de correção devido a influência do suporte de fixação de alumínio. Observou-se que para medida em que a câmara de ionização foi fixada a 1 cm da fonte a o valor do fator de correção foi de aproximadamente 0,978 e quando a câmara de ionização foi fixada a 10 cm da fonte, este valor foi de 0,969 respectivamente.

Tabela 4. 3- Fatores de correção devido a influência do suporte de fixação de Al

Posição da fonte frente a câmara de ionização	1 cm	10 cm
Percentual de contribuição	2%	3%
Fator de correção	0,978	0,969

A distância de 1 cm da fonte foi escolhida uma vez que é frequentemente realizada por razões práticas e padronização em muitos contextos na radiologia e física médica. A escolha da distância de 1 cm da fonte é uma convenção comum em muitos protocolos

(NATH, LOWELL L, *et al.*, 1995) e padrões de dosimetria. Essa distância é considerada uma referência útil para avaliar a exposição ou a dose absorvida em um ponto específico. Além disso, a 1 cm da fonte é uma posição típica que permite a medição do Kerma em condições que se aproximam das situações clínicas relevantes, por exemplo, em tratamentos de radioterapia.

Ao determinar o Kerma a 1 cm da fonte é possível verificar a distribuição de energia nas proximidades da fonte de radiação, auxiliando na otimização dos protocolos de tratamento e garantindo a segurança e eficácia dos procedimentos envolvendo radiação. Essa prática facilita a comparação entre diferentes sistemas e configurações, contribuindo para a padronização e aprimoramento da dosimetria em contextos clínicos e de pesquisa.

4.6. Fator de correção devido a geometria das fontes (k_{sg})

Usando a câmara de ionização sourcecheck 4PI, o fator de correção geométrico das fontes foi analisado e obteve-se $k_{sg} = 1,005$. Esse valor tem uma diferença de 0,2% em relação aos valores experimentais de Shipley DR (SHIPLEY, SANDER e NUTBROWN, 2015), conforme a Tabela 4. 4 indica.

Tabela 4. 4- Fator de correção devido a Geometria das Fontes (k_{sg}) (este trabalho) comparado com os valores de Shipley DR

Relação entre fontes	Fator Geométrico (k_{sg})
Nucletron microSelectron-v2/ GammaMed Plus (SHIPLEY, SANDER e NUTBROWN, 2015)	$1,003 \pm 0,004$
Nucletron microSelectron-v2/ GammaMed Plus (Este trabalho)	$1,005 \pm 0,007$

A geometria das fontes de ^{192}Ir dos fabricantes microSelectron v2 e GammaMed Plus influencia diretamente o fator de correção geométrico devido às diferenças na distribuição espacial das atividades radioativas. A correção geométrica é crucial para

garantir a precisão das medições de dose, uma vez que as características físicas da fonte podem afetar a uniformidade do campo de radiação

Os resultados apresentados na tabela demonstram uma excelente concordância com os valores experimentais de Shipley DR, validando a metodologia empregada neste estudo para a determinação do fator de correção geométrico.

4.7. Discussão

Observando-se a Figura 4. 1, torna-se evidente que esse encapsulamento não apenas altera o espectro, mas também tem um efeito particularmente significativo na porção de baixas energias do espectro de fótons. Para a obtenção desses dados, é importante notar que a fonte foi posicionada centralmente, permitindo assim que a distribuição de energia seja o mais isotrópica possível. Essa abordagem garante que a análise dos resultados seja fundamentada em condições controladas e comparáveis, a fim de obter conclusões precisas sobre o comportamento da fonte de ^{192}Ir .

A modificação do espectro é mais evidenciada no intervalo de 0,1 a 0,5 Mev. Dentro desse intervalo, ocorre uma amortização que resulta em uma maior contagem de fótons de energia elevada interagindo com a região sensível do detector. Isso sugere que a energia que é amortecida nesse intervalo acaba sendo redirecionada para fótons de energia mais alta, que têm maior probabilidade de interagir com a região sensível do detector.

A consequência direta disso é que somente os fótons de maior energia são registrados. Isso pode ter implicações importantes para a interpretação dos dados obtidos a partir da fonte de ^{192}Ir , especialmente em aplicações que dependem da detecção de fótons em diferentes faixas de energia.

As medições que investigam o comportamento da radiação primária proveniente da fonte em relação à distância, utilizando o Código Penélope, apresentam um perfil matemático altamente convergente com a distribuição de dados anteriormente obtida no estudo de Di Prinzio. O coeficiente de correlação amostral, $R^2 = 1$, para ambos os conjuntos de dados, experimental e de simulação, evidencia de forma robusta a precisão do método e a consistência entre os resultados obtidos por abordagens distintas.

A observação significativa aqui é a correlação não linear negativa entre a distância e a deposição de energia no volume sensível da câmara de ionização. Essa tendência pode ser atribuída ao pequeno tamanho do volume da câmara de ionização. Conforme a distância entre a fonte e o detector aumenta, a deposição de energia no volume sensível diminui.

O desvio de leitura em relação à posição de máximo, mostrado na Figura 4. 5, para a fonte (mSv2) foi avaliado em diferentes pontos de parada, 5,5 e 6,5, em relação à posição central da função. Os resultados indicam desvios de 0,150% e 0,176%, respectivamente, demonstrando uma discreta variação nas medições. Por outro lado, ao usar a fonte (GMp), a medida com a câmara de ionização Tipo Poço apresentou desvios de leitura mais acentuados, com valores de 0,199% e 0,724% nos pontos de parada 6,0 e 7,0, respectivamente.

O ponto de máxima ionização não coincide exatamente nas mesmas posições quando medidas são realizadas com fontes de geometrias diferentes. Esse fenômeno é notado na discrepância nas variações dos valores de máxima deposição de energia. A variação máxima de cerca de 0,724% nas medidas com a fonte (GMp) indica uma maior influência da geometria da fonte na posição de máxima ionização na câmara de ionização poço.

A estimativas de Kerma no ar de referência, considerando uma fonte de atividade de 12,3 Ci nas mesmas condições experimentais. Os valores calculados, juntamente com as incertezas derivadas da simulação, foram 21,660 $mGy \cdot h^{-1}$ para as câmaras de ionização TN 30001 e 21,220 $mGy \cdot h^{-1}$ para a câmara de ionização NE 2571, ambos com um fator de abrangência $k = 2$ a 1 metro da fonte. Esses valores são comparados com as medidas experimentais realizadas.

Notou-se que diz respeito às diferenças entre as estimativas computacionais e as medidas experimentais, observou-se que a câmara de ionização TN 30001 apresentou um Erro relativo de 2,890%. Esse desvio sugere a necessidade de ajustar o modelo de geometria utilizado na simulação ou considerar correções no setup computacionalmente descrito. Em contraste, a câmara de ionização NE 2571 exibiu um Erro relativo de apenas 0,005%, indicando que o sistema desenvolvido computacionalmente com essa configuração de medição é congruente com as medidas experimentais.

No que se refere a alteração da fluência devido a presença do setup de medição a Figura 4. 6 ilustra que no intervalo de 0,0 a 0,3 MeV, aproximadamente, para energias mais baixas, as curvas (a) e (b) apresentaram um pico no espectro de fluência. Esse pico é atribuído à interação dos fótons espalhados com a região de volume sensível da câmara de ionização. Esses fótons espalhados são contabilizados e resultam na alteração observada no espectro, contribuindo para a incerteza na medição. O Percentual de contribuição, nesta posição, foi de aproximadamente 2%.

Além disso, ao observar a Figura 4. 7 para uma posição aproximada de 10 cm, o espectro no intervalo de 0,0 a 0,3 MeV, aproximadamente, exibiu maior distorção. Isso é explicado pela mudança na posição da câmara de ionização, que aumenta a região de interação com o suporte de fixação. Com uma maior contribuição da radiação espalhada, é possível que essa alteração no comportamento do espectro tenha ocorrido. O Percentual de contribuição, nesta posição, foi de aproximadamente 3%.

Os resultados obtidos por meio das simulações com o código de Monte Carlo Penélope, utilizando uma fonte de ^{192}Ir , fornecem insights cruciais sobre o impacto do suporte de fixação de alumínio no espectro de fluência de fótons. Esses dados são fundamentais para ajustar a calibração das câmaras de ionização, considerando as influências na determinação do Kerma no ar de referência e, conseqüentemente, no coeficiente de calibração N_k .

Para a configuração em que a câmara de ionização TN 30001 está a 1 cm da fonte de ^{192}Ir , o fator de correção identificado foi de aproximadamente 0,978, indicando uma redução na fluência de fótons de cerca de 2%. Nesta proximidade ao suporte de alumínio, observa-se que fótons de baixa energia são mais suscetíveis a interações como o efeito Compton e a reflexão, o que pode aumentar a fluência detectada nesta faixa de energia. Fótons de alta energia, contudo, atravessam o alumínio com menos interações, permitindo que a maioria da radiação de alta energia alcance a câmara de ionização quase inalterada. Devido à proximidade com a fonte, a radiação tem menos espaço para dispersão ou absorção pelo suporte de alumínio, resultando em um espectro de fluência que é mais próximo do espectro original emitido pela fonte, com menos alterações. Os fótons de baixa energia, apesar de interagirem com o suporte através de efeitos como Compton e reflexão, são menos afetados por absorções significativas, permitindo que uma maior quantidade dessa energia atinja a câmara de ionização. Em contrapartida, os fótons de alta

energia penetram o alumínio com mais facilidade, resultando em mínimas alterações no espectro observado nessa faixa.

Quando a câmara é posicionada a 10 cm da fonte de ^{192}Ir , o fator de correção calculado foi de aproximadamente 0,969, refletindo uma interferência de 3% pelo suporte de alumínio. A essa distância, o espalhamento Compton continua a influenciar os fótons de baixa energia, aumentando sua fluência ao serem redirecionados para a câmara. Em contrapartida, os fótons de alta energia enfrentam maior absorção e dispersão ao interagirem com o suporte ao longo do caminho, o que resulta em uma diminuição significativa da quantidade de fótons de alta energia que atingem a câmara. Ao aumentar a distância para 10 cm, a radiação percorre um trajeto maior antes de atingir a câmara, proporcionando mais oportunidades para interações com o suporte de alumínio. Isso pode resultar em uma absorção e dispersão mais significativas, especialmente para fótons de alta energia. A absorção seletiva pelo alumínio tende a reduzir a intensidade geral do espectro, alterando sua forma. Em particular, observa-se uma diminuição na fluência de fótons de alta energia, enquanto a fluência de baixa energia pode aumentar devido ao espalhamento Compton, que redireciona esses fótons de volta para a câmara de ionização. Este fenômeno altera o espectro medido, apresentando uma composição onde predominam mais os fótons de baixa energia.

Esses achados sublinham a importância de aplicar fatores de correção adequados para as diferentes distâncias e condições materiais, assegurando que as medições do Kerma no ar sejam precisas. Esta precisão é vital para a calibração correta das câmaras de ionização, crucial para a determinação exata da dose de radiação em contextos clínicos e de pesquisa. A compreensão detalhada das interações do suporte de alumínio, particularmente com uma fonte de ^{192}Ir , contribui para otimizar as práticas de medição e calibração na física médica.

O fator de correção geométrico das fontes usando a câmara de ionização Sourcecheck 4pi, que é do tipo poço. Esse fator de correção é fundamental para garantir que as medições realizadas com a câmara de ionização sejam corretamente ajustadas para as características da geometria de detecção.

É pertinente observar que a presente análise considerou apenas a dispersão ocasionada pelo suporte de fixação de alumínio, desconsiderando outras fontes potenciais de dispersão, como o ambiente circundante, incluindo a sala de medição e o ar. Ademais,

é crucial ressaltar que as medições apresentadas na Tabela 2 não foram ajustadas para esses fatores de correção. Esta decisão metodológica é respaldada pelo emprego dos dados dessa tabela, os quais foram reproduzidos sob as mesmas condições experimentais estabelecidas por Di Prinzio, sendo estes utilizados para a validação da simulação computacional.

É notável que os fatores de correção não considerados na análise serão aplicados na prática para determinar o RAKR. Essa abordagem visa garantir a precisão e a exatidão das medições, uma vez que os fatores de correção são fundamentais para ajustar os dados experimentais às condições específicas do ambiente de medição. Assim, ao aplicar esses fatores de correção na determinação do RAKR, espera-se obter resultados mais confiáveis e representativos, possibilitando uma interpretação mais precisa dos fenômenos radiológicos em questão.

O valor do fator de correção geométrico obtido, $k_{sg} = 1,005$, é comparado com valores experimentais anteriores relatados por Shipley et al. em 2015. A diferença entre o valor calculado e os valores experimentais é mencionada como sendo de 0,2%.

CAPÍTULO V

5. Conclusão

Neste estudo, observou-se que o uso do suporte de fixação de alumínio influencia significativamente as medições do Kerma no ar, contribuindo com uma interferência de 2% a 1 cm da fonte e de 3% a 10 cm. Foi possível também determinar o valor do fator de correção devido à geometria da fonte, que foi calculado em 1,005, com uma incerteza expandida de 0,7% para um fator de abrangência $k = 2$. Este valor apresentou uma discrepância de aproximadamente 0,2% em comparação com dados experimentais reportados por outros autores, destacando a precisão do estudo realizado. Além disso, a análise possibilitou a reprodução de parâmetros físicos essenciais, como a lei do inverso do quadrado da distância e o perfil geométrico da fonte com profundidade, que geralmente são complexos de serem determinados experimentalmente.

Os resultados deste trabalho são fundamentais para aprimorar a exatidão na medição do Kerma no ar, reduzindo as incertezas associadas à dose final entregue ao paciente em tratamentos de braquiterapia. A precisão alcançada contribui não apenas para o campo científico, fornecendo dados valiosos e estimulando o debate acadêmico, mas também para a prática clínica, assegurando tratamentos mais seguros e eficazes.

Para pesquisas futuras, recomenda-se explorar o uso de fontes de cobalto ^{60}Co , especificamente uma fonte linear de 3 mm, com o objetivo de avaliar como diferentes tipos de fontes podem influenciar as medições do Kerma no ar e verificar a eficácia dos fatores de correção já identificados. Além disso, seria proveitoso investigar possíveis mudanças no material utilizado no suporte do Laboratório de Calibração Radiológica (LCR) para verificar se materiais alternativos poderiam diminuir ainda mais as incertezas e aprimorar a qualidade das medições.

Adicionalmente, sugere-se aprofundar o estudo sobre os efeitos do suporte de fixação de alumínio na medição do Kerma, explorando variações nas distâncias e posições relativas entre a fonte e o detector. Expandir a análise para incluir diferentes tipos de fontes e configurações de tratamento também é crucial, a fim de validar e generalizar os fatores de correção estabelecidos. Outra área de interesse seria o desenvolvimento de

métodos alternativos para minimizar as incertezas na medição do Kerma no ar, por meio de novas técnicas experimentais ou de modelagem.

Finalmente, é essencial que estudos futuros examinem a aplicabilidade dos fatores de correção em ambientes clínicos reais, considerando diversos contextos e protocolos de tratamento. Essa abordagem integrada não só aprimora a precisão das medições de dose em braquiterapia, mas também contribui significativamente para a segurança e eficácia dos tratamentos oferecidos nas clínicas médicas. Estas direções propostas são fundamentais para expandir o conhecimento e as práticas atuais na dosimetria de braquiterapia, garantindo uma contínua melhoria na qualidade do tratamento oferecido aos pacientes.

Bibliografia

ANDREO, P. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. **Physics in Medicine & Biology**, USA, v. 36, n. 7, p. 861–920, July 1991. ISSN <https://doi.org/10.1088/0031-9155/36/7/001>.

ATTIX, F. H. The Partition of Kerma to Account For Bremsstrahlung. **Medical Physics**, USA, v. 36, n. 3, p. 347-354, April 1979. ISSN 10.1097/00004032-197903000-00012.

ATTIX, F. H. **INTRODUCTION TO RADIOLOGICAL PHYSICS AND RADIATION DOSIMETRY**. 1ª. ed. Madison, Wisconsin: Wiley VCH verlag GmbH & Co. KGaA, v. único, 1986. 632 p.

BCRU, S. O. B. S. Specification of brachytherapy sources. **Br J Radio**, 57, 1984. 941-942.

BERGER, M. J. **Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles**. /ITIOI':AL BUREAU OF STANOAHDS WASHINGTON, D.C. [S.l.], p. 81. 1993. (PRINT-91-0305).

BORG, J.; ROGERS, D. W. O. **Monte Carlo Calculations of Photon Spectra in Air from 192Ir Sources**. Institute for National Measurement Standards. Canada, p. 38. 1999. (PIRS-629r).

BRIAN E, R. et al. Comparison of air-kerma strength determinations for HDR 192Ir sources. **Medical Physics**, Madison, Wisconsin, 38, 14 April 2011. 6721.

BRUALLA L, R. M. L. A. Monte Carlo systems used for treatment planning and dose verification. **PubMed**, USA, v. 193, n. 4, p. 243-259., April 2016. ISSN 27888282. Disponivel em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27888282>>.

CHO, S. H.; MULLER-RUNKEL, R.; HANSON, W. F. Determination of the tissue attenuation factor along two major axes of a high dose rate ,, HDR... 192Ir source. **Med. Phys**, v. 26, n. 8, August 1999. ISSN 10501048.

DE ALMEIDA, C. E.; ALMOND, P. R. **ICRU 38**. [S.l.], p. 315-6. 1997. (9155085).

DI PRINZIO, ; DEALMEIDA, C. E. Air kerma standard for calibration of well-type chambers in Brazil using 192Ir HDR sources and its traceability. **Med Phys**, Rio de Janeiro, 36, n. 3, Mar 2009. 161.

DI PRINZIO, R. **Desenvolvimento e Implantação da Calibração de Câmaras de Ionização Tipo Poço com Fonte de ^{192}Ir de Alta Taxa de Dose no Brasil.** Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro, p. 161. 2009.

DUCHEMIN, B.; COURSOLO, N. **Reevaluation de l' ^{192}Ir .** BNM-CEA/LPRI. France. 1993. (Technical Note LPRI/93/018).

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

EZZEL, G. A. Evaluation of new re-entrant ionization chambers for high dose rate brachytherapy calibrations. **Endocurietherapy/ Hyperthermia Oncology**, USA, v. 9, p. 233-238, 1993.

GOETSCH, S. J. et al. Calibration of ^{192}Ir highdose rate afterloading systems. **Medical Physics**, 18, May / jun 1991. 462-467. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1118/1.596649>>.

I. R. #. **Dose and Volume Specification For Reporting Interstitial Therapy.** THE INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Washington DC/USA, p. 43. 1997. (0-913394-57-2).

IAEA, T.-1. Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy, Viena, p. 66, 2002. ISSN 1011-4289.

IAEA-TECDOC-1079. **Calibration of brachytherapy sources.** INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. VIENNA, p. 41. 1999. (1011-4289).

ICHETTY, N. J. et al. Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. **Medical Physics**, USA, v. 34, n. 12, p. 4818-53, December 2007. ISSN 10.1118/1.2795842.

ICRP 51. **Date for use in protection against external radiation.** International Commission on Radiological Protection. New York, p. 151. 1987. (0 08 035587 0).

ICRP PUBLICATION 103. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** The International Commission on Radiological Protection. [S.l.], p. 211. 2007.

ICRU, I. C. O. R. U. & M. Radiation Protection. **icru.org**, 2024. Disponível em: <<https://www.icru.org/current-activities-of-icru/radiation-protection/>>. Acesso em: Fevereiro 2024.

ICRU33. **Radiation quantities and units.** INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Washington D.C. USA, p. 25. 1980.

ICRU39. **Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources.** International Commission on Radiation Units. WOODMONT AVENUE BETHESDA, MARYLAND 20814 U.S.A., p. 21. 1985. (<https://doi.org/10.1093/jicru/os20.2.Report39>).

ICRU58. **Dose and volume specification for reporting interstitial therapy.** INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. MARYLAND, U.S.A, p. NP. 1997. (0-913394-57-2).

INCA, I. N. D. C. Ministério da Saúde. **Câncer. Tipos de câncer**, 2023. Disponível em: <<https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/>>. Acesso em: 04 Abril 2024.

J , F. et al. Cancer incidence and mortality patterns in Europe: estimates for 40 countries in 2012. **European Journal of Cancer**, Oxford, v. 49, n. 6, p. 1374-403, Apr 2013. ISSN 23485231.

KNOLL, G. F. **Radiation detection and measurement.** 3. ed. New York: Wiley, v. único, 2000. ISBN 0471073385.

LAGOUTINE , F.; CORSO, N.; LEGRAND, J. **Table de Radionucléides.** BNM-CEA/LPRI. França. 1999. (2-7272-0078-1.).

LIMBERGEN, E. V.; JANUSZ, ; RICHARD , P. **The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy.** [S.l.]: [s.n.], 2017. Disponível em: <<https://www.wco.pl/zb/u/publications/fd9f39.pdf>>.

MADIREDDY , et al. Technological advancements in brachytherapy of cancer. **Science Direct**, v. 11, May 2022.

MARÉCHAL , M. H.; DEALMEIDA, C. E.; SIBATA, C. H. **Calibration or 192Ir high dose rate brachytherapy sources**. IAEA TECDOC. Viena/Áustria, p. 203-206. 1996. (ISSN 1011-4289).

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

MARTINE BÉ, M. et al. **Table of radionuclides (Comments on evaluation)**. Hal open science. [S.l.], p. 851. 2020. (<https://cea.hal.science/cea-02476871>).

MENDEZ, L. C.; MORTONCORRES, G. C. High dose-rate brachytherapy in the treatment of prostate cancer. **National Library of medicine**, Jun 2018. 357–370.

NAEEM, H. et al. Investigation of Dosimetric Parameters of 192Ir MicroSelectron v2 HDR Brachytherapy Source Using EGSnrc Monte Carlo Code. **Medical Physics (physics.med-ph)**, 2016.

NAEEM, H. et al. Investigation of Dosimetric Parameters of 192Ir MicroSelectron v2 HDR Brachytherapy Source Using EGSnrc Monte Carlo Code, 2016. 7.

NATH, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43, 22, n. 2, February 1995. 219-234.

NIST. The National Institute of Standards and Technology[online]. **National Institute of Standards and Technology**, 2024. Disponível em: <<http://physics.nist.gov/PhysRefData/Star/Text/ASTAR.html>>. Acesso em: março 2024.

NUCLEORAD. Nucleorad, 2024. Disponível em: <<https://www.nucleorad.com.br/site/area/transporte-de-materiais-radioativos/fontes-de-radioterapia-e-braquiterapia/17>>. Acesso em: Abril 2024.

PODGORSAK , M. et al. Thermal and scatter effects on the radiation sensitivity of well chambers used for high dose rate Ir-192 calibrations. **Med Phys**, v. 19, n. 5, p. 1311-4., Sep-Oct 1992. ISSN 1435615.

RASMUSSEN, B. E. et al. Comparison of air-kerma strength determinations for HDR (192)Ir sources. **Med. Phys**, 38, 2011. Disponivel em: <<http://dx.doi.org/10.1118/1.3656683>>.

RIVARD, M. J. et al. **Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations**. *Med. Phys.* [S.l.], p. 0094-2405. 2004.

ROGERS, D. W. O. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. **Phys. Med. Biol.**, Canada, v. 51, n. 13, p. 287 – 301, June 2006.

ROGERS, D. W. O.; BORG, J. Spectra and air-kerma strength for encapsulated 192Ir sources. **Med. Phys**, August 1999. 2441-4.

ROGERS, J. B. A. D. W. O. **Monte Carlo Calculations of Photon Spectra in Air from 192 Ir Sources**. Ionizing Radiation Standards Institute for National Measurement Standards National Research Council. Ottawa, Ontario, K1A 0R6, Canada, p. 1- 38. 1999.

SALVAT, ; FERNÁNDEZ - VAREA, J. M.; SEMPAU, J. **PENELOPE, a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport**. Universitat de Barcelona. Barcelola, p. 339. 2008. (E-08028).

SALVAT, ; FERNÁNDEZ-VAREA, ; SEMPAU,. **PENELOPE–2008: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport” France, 2008**). OECDNuclear Energy Agency. Issy-les-Moulineaux, p. 339. 2008. (E-08028).

SEMPAU, ; BADAL, A.; BRUALLA,. A PENELOPE-based system for the automated Monte Carlo simulation ofclinacs and voxelized geometries—application to far-from-axis fields. **Med. Phys.**, 38, n. 11, November 20011. 5887-95.

SEMPAU, J.; WILDERMAN, S. J.; BIELAJEW, F. DPM, a fast, accurate Monte Carlo code optimized for photon and electron radiotherapy treatment planning dose calculations. **Phys. Med**, USA, v. 45, n. 8, p. 2263–2291, February 2000. ISSN <https://doi.org/10.1088/0031-9155/45/8/315>.

SHIPLEY, D. R.; SANDER, T.; NUTBROWN, R. F. Source geometry factors for HDR 192Ir brachytherapy secondary standard well-type ionization chamber calibrations. **Physics in Medicine & Biology**, 60, 2015. 2573-2586.

SMITH, B. R. et al. Air-kerma strength determination of an HDR 192 Ir source including a geometric sensitivity study of the seven-distance method. **Med Phys.**, Madison, v. 44, n. 1, p. 311-320, January 2017. ISSN 10.1002/mp.12017.

SUNG, H. et al. Global Cancer Statistics 2020: GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries. **CA: Cancer Journal for Clinicians**, v. 71, n. 3, p. 209-249, Feb 2021. ISSN 33538338.

THOMADSEN, ; RIVARD, ; BUTLER,. **Brachytherapy Physics, Second Edition, eBook**. Medical Physics Publishing. [S.l.], p. 982 pp. 2005. (9781936366354).

TRS 398, T. R. S. N. 3. **ABSORBED DOSE DETERMINATION IN EXTERNALBEAM RADIOTHERAPY (An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water)**. vienna: [s.n.]. 2000. p. 33-34.

TRS 492. **Dosimetry in Brachytherapy – An International Code of Practice for Secondary Standards Dosimetry Laboratories and Hospitals**. IAEA. viena, p. 151. 2023. (978-92-0-113923-8).

VIM, V. I. D. M. **Conceitos fundamentais e gerais e termos associados**. Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia. Rio de Janeiro, p. 95. 2012. (978-85-86920-09-7).

WILD, C. P.; WEIDERPASS, E.; STEWART, B. W. World cancer report: cancer research. **International Agency for Research on Cancer**, 2020. ISSN 978-92-832-0447-3. Disponível em: <<http://publications.iarc.fr/586>>. Acesso em: 04 Abril 2024.

WILLIAMSON, J. F.; NATH,. Clinical implementation of AAPM Task Group 32 recommendations on brachytherapy source strength specification. **Med Phys**, v. 18, n. 3, p. 439-48, 1991. ISSN 1870487.

ANEXO A

Biomedical Physics & Engineering Express



PAPER




Calibration system correction factor for measuring the reference air kerma rate (RAKR) applied to high dose rate ^{192}Ir sources (HDR)

RECEIVED
5 October 2023

REVISED
9 March 2024

ACCEPTED FOR PUBLICATION
20 March 2024

PUBLISHED
23 April 2024

Douglas Batista da Silva^{1,2} , Ademir Xavier da Silva¹ , Carlos Frederico Estrada Alves² and Luis Alexandre Gonçalves Magalhaes² 

¹ Nuclear Engineering Program, Federal University of Rio de Janeiro (UFRJ), Rio de Janeiro, Brazil

² Department of Radiological Sciences, Rio de Janeiro State University (UERJ), Rio de Janeiro, Brazil

E-mail: douglas_fisica@yahoo.com.br

Keywords: kerma rate, expanded uncertainty, computer simulation, correction factors



XXIII INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON SOLID STATE DOSIMETRY (ISSSD-2023)

CERTIFIES THAT:

**Douglas Batista da Silva, Ademir Xavier da Silva, Carlos Frederico Estrada
Alves, Edson R. Andrade, Luis Alexandre Gonçalves Magalhaes**

**Presented the paper: Analysis of the influence of the calibration support
for measuring Kerma in air and determination of correction factors due to
the influence of radiation scattered by the calibration setup and due to the
geometry of the 192 Ir sources.**

For the XXIII International Symposium on Solid State Dosimetry (ISSSD-2023)
carried out at the University of Córdoba, place of development:

Montería- Colombia 25-29 of september 2023.


Ph. D. Jairo Torres Oviedo
Rector Universidad de Córdoba


Dr. Pedro Rayón González Martínez
President of the Sociedad Mexicana de
Irradiación y Dosimetría, A. C.





CERTIFICADO

Certificamos que

Douglas Batista da Silva

participou do I Congress of Technology and Innovation in Nuclear
Sector nos dias 12 e 13 de dezembro de 2023.

Tins 2023

Prof. Inapa Correa Barbosa Lima
Coordenação TINS e do PEN/COPPE/UFRJ