

**CARACTERIZAÇÃO DA RESPOSTA DE UMA CÂMARA POÇO PARA
DIFERENTES MODELOS DE FONTES DE Ir-192 PARA BRAQUITERAPIA HDR**

Alexandre Bernardino Pinto Jorge

Dissertação de Mestrado 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 Mestre em
Engenharia Nuclear

Orientadora: Inayá Corrêa Lima

Rio de Janeiro
Fevereiro de 2022

CARACTERIZAÇÃO DA RESPOSTA DE UMA CÂMARA POÇO PARA
DIFERENTES MODELOS DE FONTES DE Ir-192 PARA BRAQUITERAPIA HDR

Alexandre Bernardino Pinto Jorge

DISSERTAÇÃO 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 MESTRE EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Orientadora: Inayá Corrêa Barbosa Lima

Aprovada por: Prof^ª. Inayá Corrêa Barbosa Lima

Prof. Ademir Xavier da Silva

Prof^ª. Juliana Pacheco Duarte

Dr. Alessandro Facure

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

FEVEREIRO DE 2022

Jorge, Alexandre Bernardino Pinto

Caracterização da Resposta de uma Câmara Poço para Diferentes Modelos de Fontes de Ir-192 para Braquiterapia HDR/ Alexandre Bernardino Pinto Jorge – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2022

XI, 105 p.:il; 29,7 cm

Orientador(a): Inayá Corrêa Barbosa Lima

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2022.

Referências Bibliográficas: p. 101-105

1. Fator de correção para geometria da fonte. 2. Braquiterapia. 3. Câmara poço. 4. Método de Monte Carlo. I. Lima, Inayá Corrêa.Barbosa II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

AGRADECIMENTOS

Ao único Deus, trino, meu refúgio e fortaleza, socorro bem presente na angústia. Rocha da minha salvação. Razão última de todas as coisas;

À minha amada esposa, Débora, por estar sempre ao meu lado nos bons e maus momentos, me incentivando como pode. Minha idônea ajudadora, amor da minha vida;

À minha maravilhosa mãe, Marcia, pela sempre presente e incondicional ajuda. Em cada vitória minha, um pedacinho de seus joelhos. Tudo o que tenho, devo em parte a você;

Às minhas filhas, Rebecca, Heloísa e Giovanna, meus amores, meu combustível;

Aos Professores Delson Braz (*in memoriam*) e Ademir Xavier, por toda ajuda, sem a qual este trabalho não teria sido possível;

À minha orientadora, Inayá Lima, por me acolher e incentivar;

À minha querida amiga, Gleide Lacerda, pela grande ajuda na estruturação e redação deste trabalho. O seu carinho nos conquistou;

À Marina Brochado, pela breve, porém essencial colaboração. Sua simpatia e simplicidade surpreendem;

A todos que contribuíram direta ou indiretamente para realização deste trabalho, obrigado.

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

CARACTERIZAÇÃO DA RESPOSTA DE UMA CÂMARA POÇO PARA DIFERENTES MODELOS DE FONTES DE Ir-192 PARA BRAQUITERAPIA HDR

Alexandre Bernardino Pinto Jorge

Fevereiro/2022

Orientadora: Inayá Corrêa Barbosa Lima

Programa: Engenharia Nuclear

A determinação da *taxa de kerma no ar de referência* - K_R , com câmaras poço calibradas com um modelo de fonte diferente do qual se deseja medir, pode resultar em erros significativos tanto a instituições ligadas à rastreabilidade da grandeza radiológica, como a instituições de saúde. Desta feita, este trabalho aplica a metodologia desenvolvida por SHIPLEY *et al.* (2015) à câmara poço modelo PTW T33005, e a seis modelos diferentes de fontes de braquiterapia HDR (microSelectron v.1; microSelectron v.2; Flexisource; GammaMed Plus; BEBIG GI192M11; Varisource VS2000) visando a obtenção de fatores de correção para a influência da geometria das fontes, K_{SG} , os quais corrigem o fator de calibração da câmara para kerma no ar (N_K), de modo a serem aplicados ao modelo de fonte medido. Esta metodologia é baseada na simulação da resposta da câmara às fontes, através do Método de Monte Carlo (MC). Utilizamos neste trabalho o código de propósito geral MCNPX. Os modelos construídos, de fontes e câmara poço, foram validados através da comparação de parâmetros dosimétricos do TG-43 e fatores de calibração ($^{MC}N_K$), simulados, com seus valores de referência obtidos na literatura. Os valores de K_{SG} obtidos, normalizados à fonte microSelectron v.1, concordam com os valores de referência, mostrando que a metodologia pode ser aplicada a diversos modelos de câmara poço, fontes e códigos de MC. Estes valores variaram no intervalo 0,984 – 1,001, sendo a correção mais significativa correspondente à fonte Varisource VS2000, com $K_{SG} = 0,984$, uma correção de -1,6%.

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

CHARACTERIZATION OF THE RESPONSE OF A WELL CHAMBER TO
DIFFERENT MODELS OF Ir-192 SOURCES FOR BRACHYTHERAPY HDR

Alexandre Bernardino Pinto Jorge

February/2022

Advisor: Inayá Corrêa Lima

Department: Nuclear Engineering

The determination of the *reference air kerma rate* - K_R , with well chambers calibrated with a source model different from the one to be measured, can result in significant errors both for institutions linked to the traceability of radiological quantity and health institutions. With that in mind, this work applies the methodology developed by SHIPLEY *et al.* (2015) to the well chamber model PTW T33005 and to six different models of HDR brachytherapy sources (microSelectron v.1; microSelectron v.2; Flexisource; GammaMed Plus; BEBIG GI192M11; Varisource VS2000) in order to obtain correction factors for source geometry influence (K_{SG}). This factor corrects the chamber calibration factor for air kerma (N_K) in order to be applied to the measured source model. This methodology is based on the simulation of the chamber's response to the sources, through the Monte Carlo Method (MC). In this work, we use the general-purpose code MCNPX. Both sources and chamber models have been validated by comparing the TG-43 dosimetric parameters and calibration factors ($^{MC}N_K$) obtained in the simulations, with their reference values found in the literature, respectively. The K_{SG} values obtained, normalized to the microSelectron v.1 source, agree with the reference values, showing that this methodology can be applied to different well chamber models, sources and MC codes. These values ranged from 0.984 – 1.001, with the most significant correction corresponding to the Varisource VS2000 source, with $K_{SG} = 0.984$, a correction of -1.6%.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	x
1.1 Contextualização da Pesquisa	1
1.2 Conhecimento do Problema	3
1.3 Objetivos	4
1.3.1 Principal	5
1.3.2 Secundários	5
1.4 Relevância e Aplicação da Pesquisa	5
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	7
2.1 Braquiterapia	7
2.1.1 Definição	7
2.1.2 Classificações	7
2.1.2.1 Localização:	7
2.1.2.2 Taxa de dose.....	8
2.1.2.3 Duração do tratamento	8
2.1.2.4 Tipo de carregamento.....	8
2.1.3 Breve Histórico	9
2.2 Dosimetria na braquiterapia HDR.....	13
2.2.1 Método indireto	14
2.2.2 Método Direto	20
2.3.3 Medição do K_R pelo usuário final.....	21
2.3.3.1 Câmaras Dedais.....	21
2.3.3.2 Câmaras Poço.....	23
2.3.4 Fator de correção para geometria das fontes	27
2.4 Formalismo do TG – N°43.....	29
2.4.1 Função de Geometria – $G(r,\theta)$	30
2.4.2 Função de Dose Radial – $g(r)$:.....	31
2.4.3 Constante de Taxa de Dose – Λ	31
2.4.4 Função Anisotropia – $F(r,\theta)$	32
2.5 O Método de Monte Carlo	32
2.5.1 Histórico de utilização do Método de MC no transporte de radiação	34
2.6 O Monte carlo n-particle (versão x) - MCNPX.....	37
2.6.1 Estrutura do arquivo de entrada (INP) do MCNP	39

2.6.2 Tallys utilizadas – F6 e *F8	46
2.7 Espectro Energético do ^{192}Ir	48
2.8 Dados e Valores de Referência	49
2.8.1 Dados relativos às Fontes	49
2.8.2 Dados relativos à Câmara Poço PTW T33005	51
2.8.3 Certificados de calibração	51
3 METODOLOGIA.....	53
3.1 Desenvolvimento da pesquisa	53
3.2 Síntese Teórica	53
3.3 Modelagem das fontes de Ir-192	60
3.3.1 MicroSelectron-v1 (classic) – (WILLIAMSON, J. F., LI, Z., 1995)	60
3.3.2 MicroSelectron-v.2 – (DASKALOV <i>et al.</i> 1998)	61
3.3.3 Flexisource - (GRANERO <i>et al.</i> , 2006)	62
3.3.4 GammaMed Plus – (BALLESTER <i>et al.</i> , 2001).....	62
3.3.5 BEBIG GI192M11 – (GRANERO <i>et al.</i> , 2005)	63
3.3.6 Varisource VS2000 – (Angelopoulos <i>et al</i> 2000)	64
3.4 Validação dos modelos das fontes construídos no MCNPX	65
3.4.1 Função de Dose Radial – $g(r)$	65
3.4.2 Constante de Taxa de Dose - Λ :.....	67
3.4.3 Função Anisotropia - $F(r,\theta)$	67
3.5 Modelagem da câmara poço (PTW TN33005) e adaptador (T33004.1.013).....	68
3.6 Validação do Modelo da Câmara Poço e adaptador.....	68
3.6.1 Obtenção das Curvas-Resposta	69
3.6.2 Determinação da taxa de kerma no ar de referência – K_R	70
3.6.3 Cálculo dos $^{MC}N_k$	70
3.7 Cálculo dos K_{SG}	71
3.8 INCERTEZAS	71
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	72
4.1 Validação dos modelos das fontes	72
4.1.1 Função de Dose Radial – $g(r)$	72
4.1.2 Constante de Taxa de Dose - Λ	76
4.1.3 Função Anisotropia – $F(r,\theta)$	79
4.2 Validação do Modelo da Câmara Poço	83
4.2.1 Obtenção das Curvas-Resposta	83
4.2.2 Taxa de Kerma no Ar de Referência - K_R	92
4.2.3 Determinação dos $^{MC}N_k$	93
4.3 Cálculo dos K_{SG}	95

5 CONCLUSÃO.....	98
REFERÊNCIAS	101

LISTA DE SIGLAS E SÍMBOLOS

AAPM – American Association of Physicists in Medicine
CDF - Cumulative Distribution Function
CLRP – Carleton Laboratory for Radiotherapy Physics
CNEN – Comissão Nacional de Energia N
HDR – High Dose-Rate
HEBD – High Energy Brachytherapy Source Dosimetry Working Group
HVL – Half-Value Layer
IAEA – International Atomic Energy Agency
ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements
ICWG – Interstitial Collaborative Working Group
INCA – Instituto Nacional de Câncer
IPEM – Institute of Physics and Engineering in Medicine
 K_R – taxa de kerma no ar de referência
LAHET - Los Alamos High-Energy Transport
LCG - Linear Congruential Generator
LCR – Laboratório de Ciências Radiológicas
LDR – Low Dose-Rate
LNHB – Laboratoire National Henri Becquerel
LNMRI – Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes
MC – Monte Carlo
MCNP – Monte Carlo N-Particle
MCNPX – Monte Carlo N-Particle (version-X)
MDR – Medium Dose-Rate
 N_K – coeficiente de calibração para kerma no ar
NNDC - National Nuclear Data Center
NPL – National Physical Laboratory
PDF – Função de Densidade de Probabilidade
PDR – Pulsed Dose-Rate
PQRT – Programa de Qualidade em Radioterapia
PSDL – Primary Standard Dosimetry Laboratory
RNG – Random Number Generator

SED – Skin Erythema Dose

S_K – intensidade de kerma no ar

SSDL – Secondary Standard Dosimetry Laboratory

TG-43 – Task Group N° 43

TG-43U1 – TG-43 Update N° 1

TLD – Thermoluminescent Dosimeter

TPS – Treatment Planning System

UWADCL – University Wisconsin Accredited Dosimetry Calibration Laboratory

1 INTRODUÇÃO

A introdução ao tema da presente pesquisa é apresentada no presente item em quatro subitens, a saber:

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO DA PESQUISA

Segundo o Instituto Nacional de Câncer – INCA, em seu relatório “ESTIMATIVA|2020 – Incidência de Câncer no Brasil”, o câncer é o principal problema de saúde pública no mundo, já estando entre as quatro principais causas de morte, antes dos 70 anos de idade, na maioria dos países. Neste relatório, apresenta a mais recente estimativa mundial, apontando que, em 2018, ocorreram no mundo 18 milhões de casos novos de câncer e 9,6 milhões de óbitos. Destes o câncer de pulmão é o de maior incidência no mundo (2,1 milhões) seguido pelo câncer de mama (2,1 milhões), cólon e reto (1,8 milhão) e próstata (1,3 milhão). A incidência em homens (9,5 milhões) representa 53% dos casos novos, e nas mulheres 47% (8,6 milhões) de casos novos. Os tipos mais frequentes em homens foram o câncer de pulmão (14,5%), próstata (13,5%), cólon e reto (10,9%), estômago (7,2%) e fígado (6,3%). Nas mulheres, as maiores incidências foram câncer de mama (24,2%), cólon e reto (9,5%), pulmão (8,4%) e colo do útero (6,6%) (INCA, 2019).

Dentro da esfera de combate ao câncer, as principais abordagens terapêuticas são a Cirurgia, Quimioterapia e a Radioterapia (MURSHED, 2019). A Radioterapia, modalidade em que radiações ionizantes são utilizadas com o intuito de destruir células neoplásicas, se subdivide em teleterapia e braquiterapia. A braquiterapia se caracteriza por estar a fonte de radiação, normalmente um radionuclídeo, em contato ou mesmo dentro do volume alvo/paciente, diferentemente da teleterapia, onde a fonte se encontra afastada do paciente (MURSHED, 2019). Na braquiterapia de alta-taxa de dose – HDR, principal modalidade utilizada no Brasil, parte fundamental do processo de tratamento é a chamada dosimetria da fonte, onde é realizada a medição da grandeza *taxa de kerma no ar de referência* – K_R , processo realizado com um detector denominado câmara tipo poço, ou apenas câmara poço (DI PRINZIO e DeALMEIDA et al., 2009).

Dos serviços de radioterapia que oferecem braquiterapia HDR, a maioria utiliza câmaras poço de apenas dois fabricantes, mais especificamente dois modelos, a saber, HDR Standard Imaging HDR 1000 Plus e PTW T33004 (comunicação particular com o Programa de Qualidade em Radioterapia - PQRT). O modelo PTW T33004, agora descontinuado pelo fabricante, pode apresentar grande variação na resposta em função do modelo da fonte, chegando, em alguns casos, a 4 % entre os dois modelos de fonte mais utilizados no Brasil, Nucletron microSelectron e Varian GammaMed (originalmente MDS Nordion GammaMed), de acordo com o certificado de calibração do próprio fabricante.

No Brasil, em 2001, havia cerca de 31 serviços que ofereciam braquiterapia HDR (ESTEVES *et al.*, 2004), sendo este número estimado em 2009 como superior a 100 serviços (DI PRINZIO e DeALMEIDA *et al.*, 2009), e estimativas atuais apontam cerca de 125 serviços de radioterapia que oferecem HDR e utilizam câmaras poço (comunicação particular com o Programa de Qualidade em Radioterapia - PQRT), o que mostra um grande aumento no número de serviços com esta técnica. Se esta tendência se mantiver, é questão de tempo até que o modelo PTW T33005, substituto do T33004, esteja presente em um grande número de serviços.

A Norma CNEN-NN 6.10 exige a calibração, a cada dois anos, destas câmaras em laboratório acreditado pela Rede Brasileira de Calibração, serviço oferecido pelo Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR), o qual possui a acreditação requerida. O LCR utiliza método indireto para determinação da grandeza *taxa de kerma no ar de referência* - K_R , sendo o seu padrão rastreável ao Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes – LNMRI (DI PRINZIO e DeALMEIDA *et al.*, 2009). No entanto, a calibração é realizada com um modelo específico de fonte que pode não coincidir com o modelo do usuário final. Sendo este o caso, dada a variação na resposta das câmaras em função do modelo da fonte, erros podem surgir na determinação do K_R pelo usuário final (SHIPLEY *et al.*, 2015; BIDIMEAD *et al.*, 2010).

Assim, a presente pesquisa contextualiza-se pelo desenvolvimento do estudo da variação na resposta da câmara poço PTW T33005, em função do modelo de fonte de ^{192}Ir utilizada, visto que, dependendo do modelo da fonte, a *taxa de kerma no ar de referência* pode, em princípio, diferir significativamente de seu verdadeiro valor,

acarretando desvios na dose entregue aos pacientes, o que pode comprometer a eficácia terapêutica.

1.2 CONHECIMENTO DO PROBLEMA

A braquiterapia de alta taxa de dose - HDR (ver seção 2.1.2), pode ser utilizada no tratamento da maior parte dos tipos de câncer destacados na seção 1.1, dependendo, naturalmente, do estadiamento. No Brasil, a braquiterapia HDR é especialmente utilizada na terapêutica dos casos de câncer de colo do útero e de endométrio, sem a qual as taxas de controle local caem drasticamente (KLOPP *et al.*, 2014).

Na braquiterapia há uma rápida queda da dose administrada com o aumento da distância em relação a fonte, permitindo assim que altas doses possam ser administradas e, ao mesmo tempo, preservando-se tecidos sadios adjacentes (MURSHED, 2019). No entanto, todo o benefício que a braquiterapia HDR oferece no tratamento das neoplasias só pode ser alcançado se houver consistência entre a dose prescrita pelo médico radio-oncologista e a dose entregue no volume alvo. Desta forma, alguma grandeza dosimétrica rastreável à Rede Internacional de Metrologia das Radiações Ionizantes deve ser mensurada para as fontes em questão. Assim, baseado na recomendação do ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), Relatório 58 (ICRU, 1997), a grandeza mais comumente utilizada para especificar a intensidade das fontes é a *taxa de kerma no ar de referência, K_R* .

Nas medições do K_R na prática clínica, a incerteza do resultado final é, muitas vezes difícil de ser estimada devido, dentre outros fatores, a possíveis erros de posicionamento relativo entre a fonte e o ponto efetivo de medida da câmara de ionização usada, baixa intensidade do sinal coletado e contribuição indevida de radiação espalhada. Para contornar esses problemas, um modelo de câmara de ionização tipo poço, ou apenas câmara poço, no qual a fonte é introduzida no volume sensível contendo gás, foi proposto (GOETSCH *et al.*, 1992). A utilização de câmaras deste tipo garante melhor reprodutibilidade no posicionamento da fonte relativamente ao volume de detecção, proporciona correntes elétricas de magnitudes que podem facilmente ser medidas por eletrômetros clínicos para toda faixa de intensidade das fontes, diminuindo a significância

de sinais espúrios como a radiação espalhada no ar e paredes/piso da sala, além de ser extremamente prática em seu uso.

A utilização deste tipo de câmara está, contudo, sujeito a influência de características das fontes que, nas medições com câmaras dedal, não eram significantes, como a geometria do elemento ativo e seu encapsulamento (SOARES *et al.*, 2009, SCHÜLLER *et al.*, 2015). Tais parâmetros afetam a distribuição de dose ao redor da fonte, devido à dimensão finita do elemento ativo e a absorção diferencial da radiação gerada neste e também no encapsulamento. Sem a devida caracterização destas influências, as quais dependem do modelo de fonte utilizado, a incerteza decorrente das mesmas, quando acrescida de todas as outras incertezas envolvidas no tratamento com a técnica de braquiterapia, pode tornar impossível manter a incerteza total abaixo de 5% como preconiza o Relatório 24 da ICRU (ICRU, 1976), ou mesmo abaixo dos 10%, conforme estimado no Relatório # 51 da AAPM (American Association of Physicists in Medicine), resultado do trabalho do grupo-tarefa n° 43 (TG-43) (NATH *et al.*, 1995).

Outrossim, a não realização de qualquer correção no fator de calibração da câmara-poço (N_K), obtido com um modelo de fonte, e sua posterior utilização em outro modelo, fato que ocorre em grande parte dos serviços de radioterapia que oferecem a braquiterapia HDR, torna-se um problema técnico devido às incertezas envolvidas nas medições do K_R .

Ao decidir investigar o tema, buscou-se a solução do problema acima descrito, visando a confirmação científica da prática estabelecida nos serviços de radioterapia que oferecem braquiterapia HDR.

1.3 OBJETIVOS

Este trabalho de pesquisa tem como objetivo apresentar o estudo da variação na resposta da câmara poço PTW T33005, através da aplicação da metodologia desenvolvida por SHIPLEY *et al.* (2015). Esta metodologia está embasada na simulação da resposta da câmara através do transporte da radiação pelo Método de Monte Carlo. Para tal, utilizamos nesta pesquisa o código de Monte Carlo, *Monte Carlo N-Particle (versão X)* – MCNPX.

1.3.1 Principal

O objetivo principal do trabalho é, aplicando a metodologia apresentada por SHIPLEY *et al.* (2015), caracterizar a resposta da câmara de ionização tipo poço, modelo *SourceCheck 4 PiTM – T33005 (PTW-Freiburg)*, para seis modelos de fontes de ¹⁹²Ir para braquiterapia HDR (Flexisource; microSelectron-V1 (classic); microSelectron-V2; GammaMed Plus; Varian VariSource VS2000; BEBIG E SGI192M11) e, a partir da resposta caracterizada, gerar fatores de correção do fator de calibração da mesma em função dos modelos de fontes, K_{SG} .

1.3.2 Secundários

- Modelar de forma detalhada no MCNPX as seis fontes de Ir-192 para braquiterapia HDR (Flexisource; microSelectron-V1 (classic); microSelectron-V2; GammaMed Plus; VariSource VS2000; BEBIG GI192M11);
- Validar esses modelos de fonte de braquiterapia HDR, comparando os parâmetros do TG-43 (NATH *et al.*, 1995) simulados para cada fonte, com os valores de referência obtidos na literatura;
- Modelar detalhadamente a câmara PTW T33005 no MCNPX, juntamente com o adaptador T33004.1.013;
- Validar a modelagem da câmara poço, comparando os $^{MC}N_k$ obtidos nas simulações com seus valores nominais, fornecidos pelo fabricante e obtidos na literatura.

1.4 RELEVÂNCIA E APLICAÇÃO DA PESQUISA

Ao investigar a variação na resposta da câmara poço, modelo PTW T33005, em braquiterapia HDR, o presente trabalho torna-se relevante ao contribuir para maior certeza na determinação da *taxa de kerma no ar de referência* – K_R , contribuindo com instituições ligadas à rastreabilidade da grandeza radiológica, como o LCR e o LNMRI e, consequentemente, à academia.

A aplicabilidade dos resultados desta pesquisa às instituições de saúde ofertantes de braquiterapia, a torna especialmente pertinente, pois permitirá maior confiança nas determinações do K_R , contribuindo para maior consistência entre dose prescrita e dose entregue, podendo assim aumentar a eficácia e segurança do tratamento braquiterápico.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Para o desenvolvimento da presente pesquisa, foi realizada a revisão bibliográfica narrativa, com vistas à identificação das publicações cuja abordagem contribuíssem para o tema. Desta feita, na análise dos descritos foram destacadas as principais contribuições e potencialidades de cada publicação.

2.1 BRAQUITERAPIA

Antes de apresentar um pequeno histórico da técnica, algumas definições e explicação da terminologia se fazem necessárias.

2.1.1 Definição

Braquiterapia é um método de curta distância para tratamento de tumores malignos que utiliza pequenas fontes radioativas seladas. A braquiterapia fornece dose de radiação altamente conformada e intensa ao tumor, poupando ao mesmo tempo tecidos sadios adjacentes devido à rápida queda de intensidade em função da distância. Estas características permitem à braquiterapia oferecer um ótimo balanço entre probabilidade de controle tumoral e probabilidade de complicação de tecidos sadios, fazendo com que seja amplamente utilizada (MURSHED, 2019).

2.1.2 Classificações

2.1.2.1 Localização:

Quando classificada quanto ao local de aplicação, a braquiterapia pode ser dividida em quatro grupos:

- Intersticial - quando as fontes são inseridas dentro do tecido tumoral;
- Intracavitária - quando a fonte é inserida em uma cavidade;

- Intraluminal – quando a fonte é inserida no lúmen de veias, ductos e vias aéreas do corpo;
- Superficial - quando a fonte é posta em contato com tumores superficiais, normalmente fazendo-se uso de moldes.

2.1.2.2 Taxa de dose

Outra classificação é feita quanto à taxa de dose do tratamento.

- Braquiterapia de baixa taxa de dose, LDR (do inglês, Low Dose Rate) - quando a dose é entregue em taxas até 2Gy/h no ponto de prescrição;
- Braquiterapia de média taxa de dose, MDR (do inglês, Medium Dose Rate) - para taxas de dose acima de 2Gy/h e abaixo de 12Gy/h;
- Braquiterapia de alta taxa de dose, HDR (do inglês, High Dose Rate) - para taxas de dose iguais ou superiores a 12Gy/h.

2.1.2.3 Duração do tratamento

Quanto à permanência do aplicador/implante, a braquiterapia pode ser:

- Temporária – ao término do tratamento, a fonte é retirada do paciente.
- Permanente – as fontes permanecem no paciente definitivamente. Implantes permanentes são necessariamente do tipo LDR, normalmente com taxa de dose inicial entre 0,08Gy/h e 0,32Gy/h, a qual decai segundo a meia-vida do radionuclídeo (DIETERICH, S., FORD, E., *et al.*, 2016).

2.1.2.4 Tipo de carregamento

Quanto à forma/momento que o material radioativo é inserido no aplicador, têm-se:

- Pré-carregamento manual: as fontes são inseridas em um aplicador e este é introduzido no paciente. Toda equipe médica é sujeitada a grande exposição, motivo pelo qual esta técnica não é mais utilizada.
- Pós-carregamento manual: cateteres ou aplicadores, sem as fontes, são colocados no paciente, e as fontes são inseridas nestes posteriormente. Desta forma, a exposição da equipe médica é reduzida, pois as fontes são manipuladas durante uma pequena parte do procedimento. Devido ao desenvolvimento da técnica de pós-carregamento remoto, esta técnica caiu em desuso.
- Pós-carregamento remoto: A diferença para a técnica anterior é que a introdução das fontes não é realizada manualmente, e sim de forma automática e remota. O advento desta tecnologia permitiu o desenvolvimento da braquiterapia HDR, uma vez que não havia mais exposição da equipe médica. No entanto, o pós-carregamento remoto pode ser utilizado no LDR e MDR, igualmente. A Figura 2.1 mostra uma unidade de tratamento HDR.

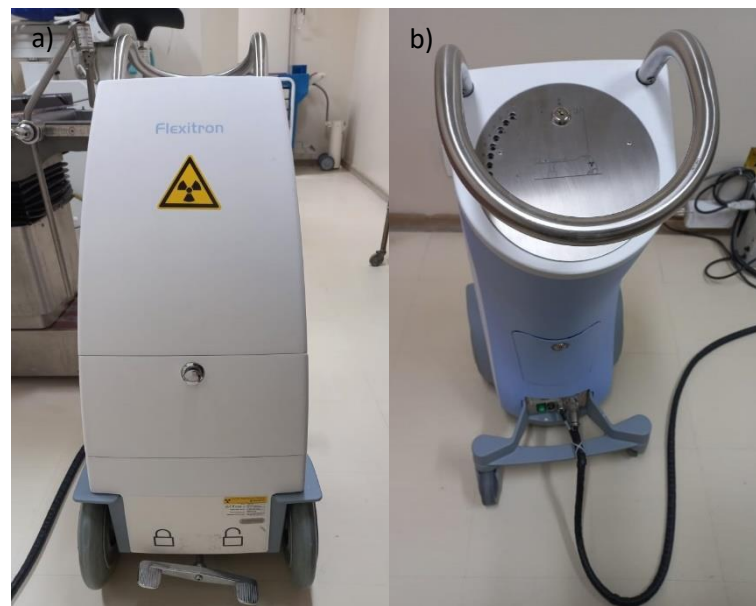


Figura 2.1: Unidade de tratamento HDR. a) vista anterior; b) vista posterior

2.1.3 Breve Histórico

As primeiras aplicações de braquiterapia foram realizadas logo após a descoberta do rádio (^{226}Ra) por Marie e Pierre Curie em 1898, quando se perceberam os efeitos

danosos da radiação na pele, levando a utilização do rádio em tratamentos de tumores superficiais (DIETERICH, S., FORD, E., et al., 2016).

Na primeira metade do século XX a braquiterapia se desenvolveu, e já nos anos 50 era uma modalidade terapêutica madura e bem estabelecida. Como ainda ocorre hoje, braquiterapia intracavitária era utilizada para entregar grande parte da dose nos tratamentos de câncer cervical (câncer no colo do útero) (WILLIAMSON, 2006). Tubos de ^{226}Ra com filtragem de 1mm de Pt permaneceram como a principal fonte em tratamentos intracavitários até o final dos anos 60.

Apesar do sucesso, algumas desvantagens da braquiterapia, como o fato de ser necessário um alto grau de habilidade cirúrgica para posicionar as finas agulhas de ^{226}Ra com a acurácia e reprodutibilidade necessárias para alcançar os resultados terapêuticos desejados, e a necessidade de se trabalhar rápido para evitar exposição excessiva da equipe médica, associadas a evolução da teleterapia nos anos 50, levaram a um declínio na utilização da braquiterapia intersticial nos anos 50-60. A braquiterapia intracavitária, contudo, permaneceu como abordagem terapêutica essencial no tratamento de tumores ginecológicos (WILLIAMSON, 2006).

A evolução da braquiterapia na segunda metade do século XX, segundo WILLIAMSON (2006), apresenta três marcos principais descritos abaixo. Todas informações apresentadas abaixo foram retiradas do referido trabalho.

a) Desenvolvimento de radioisótopos artificiais e de tecnologias de carregamento remoto que expandiram o leque de aplicações da braquiterapia:

O ^{60}Co foi um dos primeiros radionuclídeos artificiais aplicados na braquiterapia intersticial, na forma de agulhas e fios. Apesar de apresentar melhor custo-efetividade e segurança radio-química quando comparado ao ^{226}Ra , sua relativamente curta meia-vida (5,26 anos) aumentou a complexidade das técnicas de implante LDR e, conseqüentemente, sua utilização não foi duradoura. O ^{137}Cs , com longa meia-vida (30 anos), teve aplicação mais duradoura, sendo o substituto do ^{226}Ra na braquiterapia intracavitária LDR a partir do início dos anos 60. O desenvolvimento de fontes de ^{192}Ir , seja na forma de sementes encapsuladas em fitas de nylon, ou na forma de fios, trouxe novo ânimo à braquiterapia intersticial. Tubos ocos flexíveis eram implantados

cirurgicamente no tumor, permitindo que as fontes nas formas acima descritas fossem colocadas em sua posição definitiva apenas ao final do processo (pós-carregamento), praticamente eliminando a exposição da equipe médica.

Outra grande inovação nos anos 60 foi o desenvolvimento de sistemas de pós-carregamento remoto, nos quais as fontes são roboticamente posicionadas, a partir de seu container blindado, nas posições de tratamento dentro dos aplicadores, eliminando completamente a exposição da equipe médica. Esta tecnologia permitiu a utilização de fontes com alta intensidade, dando início a braquiterapia HDR. Nos anos 70 foi desenvolvido o primeiro sistema de fonte única, utilizando uma pequena fonte de ^{192}Ir de alta intensidade soldada na ponta de um cabo guia flexível. Variando a posição e o tempo de parada da fonte, passou a ser possível otimizar a distribuição da dose no tumor.

b) Planejamento baseado em imagens e cálculo computadorizado:

Nos últimos 50 anos a metodologia de planejamento evoluiu dos tradicionais sistemas dosimétricos de implante, como Quimby ou Manchester com seus conjuntos de regras que descrevem o arranjo geométrico ideal em relação à periferia do volume tumoral e com prescrição em termos de exposição ou mg-h radio equivalente, para cálculo de isodoses com auxílio computacional e uso de imagens 2D para definição do volume-alvo e posicionamento dos aplicadores. Apesar de os arranjos idealizados gerarem uma distribuição de dose adequada, na prática clínica os implantes quase nunca eram iguais aos ideais e, portanto, tampouco as distribuições de dose. Em contrapartida, a liberdade de escolha das posições e tempos de parada da fonte para sistemas HDR permitiu planos de tratamento com distribuição de dose otimizadas, possibilitando que implantes com pequenos desvios da geometria ideal dos sistemas clássicos mencionados acima fossem, de certa forma, corrigidos.

O uso de imagens de tomografia computadorizada, e outras modalidades de imagem 3D, constituíram mais um avanço ao permitir a localização exata do volume alvo (tumor), tecidos sadios adjacentes a serem poupados e a posição do aplicador/implante em relação a estes. A especificação da dose podia agora ser baseada em índices de cobertura anatômica, os quais se correlacionam muito mais com os resultados do tratamento do que a especificação de dose dos sistemas tradicionais.

c) Evolução da dosimetria das fontes;

Apesar de a grandeza Exposição ser bem definida em já em 1920, em termos de um detector chamado Câmara de ar Livre, sua aplicação nas fontes de ^{226}Ra era impossibilitada pela dificuldade de estabelecer equilíbrio eletrônico para seu espectro altamente energético, com energia média de aproximadamente 1,2 MeV. Por esta razão, muitas técnicas baseadas em reações químicas ou efeitos biológicos foram desenvolvidas e aplicadas para mensurar o campo de radiação ao redor das fontes, sendo o SED (do inglês, Skin Erythema Dose), definido com a dose mínima para causar vermelhidão perceptível na pele, o mais comumente aplicado.

Apenas com o desenvolvimento da teoria de cavidade nos anos 30, a qual permitia estabelecer equilíbrio eletrônico em câmaras de ar através de paredes com matéria condensada ar-equivalente, foi que a exposição das fontes de ^{226}Ra foi medida com o rigor necessário. Assim, dos anos 30 aos 50, a constante de taxa de exposição (gammão) para o ^{226}Ra foi sendo progressivamente mensurada com menor incerteza até o seu valor definitivo no final dos anos 50. A extensão do padrão baseado em exposição às novas fontes artificiais, como ^{137}Cs e ^{60}Co nos anos 70, e ^{192}Ir nos anos 80, foi fundamental para a utilização destas fontes. Entretanto, em 1985, a grandeza *taxa de kerma no ar de referência* – K_R foi adotada em substituição à grandeza Exposição.

A necessidade de conhecer a distribuição de dose ao redor das fontes individuais levou a alguns trabalhos experimentais, tanto para obter parâmetros necessários à utilização da integral de Siviart, a qual permitia o cálculo da taxa de exposição/dose ao redor das fontes dos diversos radionuclídeos utilizados, como para mapeamento da dose ao redor das fontes com câmaras de ionização, detectores cintiladores e até dosímetros termoluminescentes (TLD). No entanto, o reconhecimento de que o método semi-empírico de Siviart poderia levar a resultados errôneos para as fontes de baixa energia, como o ^{125}I utilizado em implantes permanentes, levou em 1986 a criação do grupo de trabalho chamado Interstitial Collaborative Working Group (ICWG), o qual reunia instituições de pesquisa e combate ao câncer e universidades, cujo objetivo era chegar a um consenso a respeito da dosimetria das fontes de baixa energia. Os resultados obtidos pelo ICWG, e posteriormente por outros investigadores, confirmaram que para as fontes de baixa energia os métodos semi-empíricos falhavam. Além disso, a utilização de TLDs

se sagrou como a mais confiável e válida técnica experimental para obtenção de distribuição de dose ao redor dessas fontes.

Outro grande avanço foi a publicação, em 1995, pela AAPM, dos resultados do intitulado grupo de trabalho n° 43 (TG-43). Herdeiro do ICWG, este grupo de trabalho estabeleceu um formalismo para o cálculo da dose ao redor de fontes individuais, e reviu os dados publicados até então para as fontes de LDR como ^{125}I , ^{103}Pd e ^{192}Ir . O formalismo de cálculo proposto foi adotado pela comunidade e por vendedores de Sistemas de Planejamento de Tratamento (TPS) e trouxe uniformidade na prática de cálculo de dose, sendo utilizado ainda hoje pela maioria dos TPS.

2.2 DOSIMETRIA NA BRAQUITERAPIA HDR

Todo o benefício que a braquiterapia oferece no tratamento das neoplasias só pode ser alcançado se houver consistência entre a dose prescrita pelo médico radio-oncologista e a dose entregue no volume alvo. Desta forma, alguma grandeza dosimétrica rastreável à rede internacional de metrologia das radiações ionizantes, precisa ser mensurada para as fontes em questão. O TG-43 recomenda que a especificação da intensidade das fontes seja feita em termos de taxa de kerma no ar e estabeleceu a grandeza *intensidade de kerma no ar*, S_K (NATH *et al.*, 1995). No entanto, baseado na recomendação do Relatório 58 da ICRU, a grandeza mais comumente utilizada para especificar a intensidade das fontes é *taxa de kerma no ar de referência*, K_R (ICRU, 1997).

A *intensidade de kerma no ar*, S_K , é definida como a taxa de kerma no ar, no vácuo, devida aos fótons, na distância d do centro da fonte, definida no plano transversal a mesma, multiplicada pelo quadrado da distância d , com unidade de $\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}$, dada pela equação 2.1.

$$S_k = \dot{K}(d) \times d^2 \quad (\text{Eq. 2.1})$$

A taxa de kerma no ar de referência, K_R , é definida como a taxa de kerma no ar a 1,0 m do centro da fonte, no plano transversal a mesma, desconsiderando a atenuação e espalhamento no ar, possuindo unidade de $\text{Gy} \cdot \text{h}^{-1}$ a 1 m, dada pela equação 2.2.

$$\dot{K}_R = \dot{K}(d) \times \left(\frac{d}{d_{\text{ref}}} \right)^2 \quad (\text{Eq. 2.2})$$

Onde $\dot{K}(d)$ é a taxa de kerma no ar medida na distância d ao longo do plano transversal da fonte e d_{ref} é a distância de referência. Como $d_{\text{ref}} = 1$ m, as duas grandezas são numericamente idênticas.

Os padrões primários para a taxa de kerma no ar de referência, K_R , para a o principal radionuclídeo utilizado na braquiterapia HDR, ^{192}Ir , podem ser baseados em métodos indiretos e métodos diretos.

2.2.1 Método indireto

No método indireto, originalmente desenvolvido por GOETSCH *et al.* (1991), posteriormente adaptado por MARECHAL *et al.* (1996), e modificado por MAINEGRA-HING e ROGERS (2006), uma câmara de ionização dedal com coeficientes de calibração em termos de kerma no ar para feixe de raios-X de 250 KVp ($\text{HVL} = 3,2$ mm Cu), $N_K(250\text{KVp})$, e para feixe de ^{137}Cs , $N_K(^{137}\text{Cs})$, é utilizada para obtenção da taxa de kerma no ar de referência para fontes de ^{192}Ir . Considerando que a energia média ponderada por kerma no ar do espectro de emissão das fontes de ^{192}Ir (398,6 KeV) está situada aproximadamente a meia distância entre a energia média do feixe de raio-x de 250 KVp com $\text{HVL} = 3,2$ mm Cu (146 KeV) e a energia média do ^{137}Cs (662 KeV), o coeficiente de calibração para kerma no ar para o ^{192}Ir , $N_K(^{192}\text{Ir})$, é obtido por interpolação a partir dos coeficientes dos feixes acima. É necessário que em todas as medidas seja utilizada capa de equilíbrio eletrônico adequada ao feixe mais energético, de modo a garantir equilíbrio eletrônico de partículas carregada para os elétrons secundário de maior energia gerados na capa e parede da câmara. Assim, o $N_K(^{192}\text{Ir})$ é dado pela equação 2.3.

$$Nk(^{192}\text{Ir}) = \frac{A_{\text{wall}}(^{137}\text{Cs})Nk(^{137}\text{Cs}) + A_{\text{wall}}(250\text{KVp})Nk(250\text{KVp})}{2A_{\text{wall}}(^{192}\text{Ir})} \quad (\text{Eq. 2.3})$$

Onde, $A_{\text{wall}}(i)$ corresponde ao fator de correção devido a espalhamento e atenuação para a parede + capa de equilíbrio eletrônico para o feixe i , e $Nk(i)$ corresponde ao fator de calibração para kerma no ar para o feixe i .

No caso de não haver um feixe de ^{137}Cs disponível, MARECHAL *et al.* (1996) propôs que a interpolação para obtenção do $Nk(^{192}\text{Ir})$ pode ser feita utilizando-se, alternativamente, um feixe de ^{60}Co , o que foi posteriormente recomendado pela IAEA (TECDOC 1079). Neste caso, os fatores de ponderação são dados pelas equações 2.4 e 2.5.

$$f_{w250\text{KVp}} = \left| \frac{\bar{E}_{\text{Ir}} - \bar{E}_{\text{Co}}}{\bar{E}_{\text{Co}} - \bar{E}_{250\text{KVp}}} \right| = 0,8 \quad (\text{Eq. 2.4})$$

$$f_{w^{60}\text{Co}} = \left| \frac{\bar{E}_{\text{Ir}} - \bar{E}_{250\text{KVp}}}{\bar{E}_{\text{Co}} - \bar{E}_{250\text{KVp}}} \right| = 0,2 \quad (\text{Eq. 2.5})$$

Onde, f_{wi} representa os fatores de ponderação para obtenção do $Nk(^{192}\text{Ir})$, e \bar{E}_i representa a energia média do feixe i . Desta forma, o fator de calibração para o ^{192}Ir é dado pela equação 2.6.

$$N_K(^{192}\text{Ir}) = \frac{0,2 \times A_{\text{wall}}(^{60}\text{Co})Nk(^{60}\text{Co}) + 0,8 \times A_{\text{wall}}(250\text{KVp})Nk(250\text{KVp})}{2A_{\text{wall}}(^{192}\text{Ir})} \quad (\text{Eq. 2.6})$$

Em uma comparação dos padrões dosimétricos dos EUA (UWADCL) e França (LNHB), DOUYSET *et al.* (2005) mostrou que a diferença entre utilizar ^{137}Cs ou ^{60}Co para obtenção de $N_K(^{192}\text{Ir})$ é menor que 0,1% para a câmara Farmer NE2571. Em qualquer caso, é importante que a câmara de ionização utilizada possua pequena dependência energética e grande estabilidade ao longo do tempo (SOARES *et al.*, 2009). O TECDOC 1274 recomenda que a câmara utilizada apresente variação nos seus fatores de calibração para kerma no ar menor que 5% entre as energias do ^{60}Co e raios-X de 250 KVp. Por exemplo, a câmara Farmer NE2571 apresenta variação do coeficiente de calibração entre

os feixes de raios-X 250KVp e ^{60}Co menor que 0,9%, e sua resposta varia muito pouco ao longo do tempo (<0,1% em 4 anos) (SOARES *et al.*, 2009, DOUYSSSET *et al.*, 2005).

A ponderação em A_{wall} foi proposta por GOETSCH *et al.* (1991) com o intuito de remover a dependência energética dos parâmetros sendo interpolados. No entanto, MAINEGRA-HING e ROGERS (2006) argumentam que a melhor ponderação é aquela baseada em parâmetros proporcionais à resposta da câmara. Assim, estes autores propõem uma ponderação baseada no inverso do coeficiente de calibração para cada linha espectral do ^{192}Ir , ($1/N_{KEi}$), conforme mostrado na equação 2.7, abaixo.

$$\frac{1}{N_k(^{192}\text{Ir})} = \sum_{E_{\min}}^{E_{\max}} \frac{k_{\text{air}}(E_i)}{k_{\text{air}}(^{192}\text{Ir})N_k(E_i)} \quad (\text{Eq. 2.7})$$

Como coeficientes de calibração para cada linha espectral do ^{192}Ir não estão disponíveis, este método se torna impraticável. No entanto, como já explicado acima, a energia média do ^{192}Ir se encontra quase que exatamente no meio entre as energias médias do feixe de raios-X de 250KVp e o ^{137}Cs , o que levou os autores a considerarem o espectro do ^{192}Ir como sendo equivalente à média dos feixes de raio-X de 250KVp e ^{137}Cs de igual taxa de kerma no ar. Assim, a equação 2.7 se reduz à equação 2.8, abaixo.

$$\frac{1}{N_k(^{192}\text{Ir})} = \frac{1}{2} \left[\frac{1}{N_k(250\text{KVp})} + \frac{1}{N_k(^{137}\text{Cs})} \right] \quad (\text{Eq. 2.8})$$

Ambos os métodos para determinação do $N_k(^{192}\text{Ir})$ concordam muito bem entre si, principalmente quando a dependência energética da câmara é baixa. BUTLER *et al.* (2008) relatou que para a câmara PTW 30010, por exemplo, a diferença resultante entre os métodos é de aproximadamente 0,5%. RASMUSSEM *et al.* (2011) comparou a diferença resultante entre os métodos de interpolação para vários modelos de fonte e concluiu que a diferença resultante devida apenas ao método de interpolação é de 0,6%.

Com o $N_k(^{192}\text{Ir})$ obtido por qualquer uma das formas acima, a taxa de kerma no ar de referência é obtida da equação 2.9, abaixo:

$$K_R = N_k(^{192}\text{Ir}) \cdot \left(\frac{M_Q}{t}\right) \cdot k_{tp} \cdot k_{ion} \cdot k_{att} \cdot k_{scatt} \cdot k_n \left(\frac{d}{d_{ref}}\right)^2 \quad (\text{Eq.2.9})$$

Onde, M_Q é a carga coletada no conjunto câmara + eletrômetro, durante o tempo de medida t , k_{tp} é a correção para o efeito da densidade do ar, k_{ion} é a correção para a recombinação iônica, k_{att} é o fator de correção para a atenuação causada pelo ar entre a fonte e a câmara de ionização, k_{scatt} é o fator de correção para a radiação espalhada, e k_n é o fator de correção para o efeito da não uniformidade da fluência no volume da câmara de ionização. Estes fatores são descritos a seguir.

K_{att} – Fator de correção para o efeito da atenuação

O K_R é definido como a taxa de kerma num volume infinitesimal de ar a 1 m do centro da fonte, no ar, corrigido para atenuação e espalhamento. Desta forma, a atenuação que o ar presente entre a câmara e a fonte causa no feixe deve ser corrigida. Este fator pode ser calculado para as várias distâncias utilizando-se fatores de atenuação linear para feixe estreito (μ) e o espectro do ^{192}Ir . Para a distância de 10,0 cm, o valor calculado é 0,1 % (BUTLER *et al.*, 2008), o que corresponde exatamente ao valor apresentado no TECDOC 1079. Este fator também pode ser calculado com a técnica de Monte Carlo pela razão do kerma obtido em um ponto de interesse distante da fonte em duas configurações, uma no vácuo, e outra considerando-se o ar entre a fonte e o ponto, levando em conta apenas a componente primária.

k_{scatt} – Fator de correção para o efeito do espalhamento

Segundo alguns autores, a contribuição da radiação espalhada na sala e aparato experimental pode chegar a 5 % ou mais (STUMP *et al.*, 2002, TECDOC 1274). Desta forma, todo cuidado deve ser tomado de modo a diminuir a componente espalhada nas medições do K_R . Há duas formas principais para se determinar o k_{scatt} , o método da sombra e o método das múltiplas distâncias (TECDOC 1079).

No método da sombra um cone de material de alto número atômico é utilizado para bloquear a radiação primária que atingiria a câmara, de modo que seja apenas

detectada a radiação espalhada. A razão da carga coletada com e sem o cone, é utilizada para obter-se o k_{scatt} . O cone necessita ser suficientemente espesso para bloquear completamente a componente primária, e não pode ser posicionado muito próximo da câmara de modo que a radiação espalhada neste atinja a mesma. Desta forma, o método das múltiplas distâncias é preferido para curtas distâncias e em particular para os feixes de ^{137}Cs e ^{60}Co (TECDOC 1079).

O método das múltiplas distâncias consiste em realizar medidas em várias distâncias, de modo que os resultados obtidos reflitam a lei do inverso do quadrado da distância e uma componente espalhada considerada constante (DI PRINZIO e DeALMEIDA, 2009; TECDOC 1079). Assim, a componente primária multiplicada pelo quadrado da distância real de medida deve ser constante. A equação 2.10 estabelece esta relação.

$$f = M_p(d')^2 = (M - M_s) \cdot (d + c)^2 \quad (\text{Eq. 2.10})$$

Onde, M_p é a carga coletada devido à radiação primária, d' é a distância real entre a fonte e a câmara, M é a carga total coletada na câmara, M_s é a carga correspondente à radiação espalhada, e c é o erro de posicionamento inicial da câmara de ionização. Realizando medidas ao menos em três distâncias diferentes, é possível resolver o sistema de equações para as três incógnitas, f , M_s e c .

Neste método é importante que a mudança de posição da câmara seja feita de forma precisa, de modo que o erro de posicionamento c , seja constante em todas posições nominais de medida d . Além disso, SELVAN *et al.* (2001) mostrou que a constância da componente espalhada pode não ser válida para distâncias menores que 25 cm e maiores que 50 cm. Logo, as distâncias utilizadas no método devem, preferencialmente, não estar muito fora deste intervalo.

Com a solução do sistema de equações, k_{scatt} é determinado da forma abaixo:

$$k_{scatt} = 1 - \frac{M_s}{M} \quad (\text{Eq. 2.11})$$

k_n – Fator de correção para o efeito da não uniformidade da fluência

Devido às distâncias de medição utilizadas na determinação de K_R serem pequenas, tipicamente 10 – 40 cm, a variação da intensidade segundo a lei do inverso do quadrado da distância faz com que haja um grande gradiente no campo de radiação nestas regiões. Como as câmaras de ionização utilizadas não podem ser muito pequenas para que o sinal coletado seja adequado, a variação da fluência de fótons na parede da câmara é significativa, e depende das dimensões e formato da mesma (esférica, cilíndrica, raio e comprimento interno). Uma vez que a geração de elétrons secundários, originados principalmente na parede da câmara, é proporcional à fluência de fótons, há também um significativo gradiente na fluência de elétrons secundários dentro da cavidade da câmara, influenciando na medida do K_R (TECDOC 1274). Esta inomogeneidade no interior da câmara depende também do material da parede e espectro energético da fonte. Para corrigir esta influência, o fator K_n deve ser aplicado.

Esta correção pode ser calculada segundo a teoria desenvolvida por Kondo and Randolph, ou segundo o refinamento desta desenvolvida por Bielajew (TECDOC 1274). Na teoria de Bielajew as dependências energética e do material da parede da câmara são consideradas, o que não está presente na teoria original. O TECDOC 1274 fornece a relação entre estas teorias da seguinte forma.

$$A_{pn}(d) = A_{pn}^{KR}(d) + \omega \cdot A'_{pn}(d) \quad (\text{Eq. 2.12})$$

Onde, $1/A_{pn}^{KR}(d)$ fornece K_n na teoria de Kondo e Randolph, $1/A_{pn}(d)$ fornece K_n na teoria de Bielajew, e o fator ω fornece o grau de dependência energética e do material da parede. Em ambos casos, os parâmetros A'_{pn} e A_{pn}^{KR} , para o cálculo dos fatores de correção, são tabelados em função do fator de forma da câmara, $\sigma=Rc/Lc$ (Rc =raio interno e Lc = metade do comprimento interno), e do fator distância, $\sigma=Rc/d$ (d =distância de medição). O TECDOC 1274 recomenda a utilização da teoria de Bielajew, sendo o K_n dado pela equação 2.13, abaixo.

$$K_n = \frac{1}{A_{pn}(d)} \quad (\text{Eq. 2.13})$$

k_{TP} – Fator de correção para o efeito da variação da densidade do ar

Como a pressão atmosférica e a temperatura influenciam o ar no interior do volume sensível da câmara, alterando sua densidade, da qual depende a carga gerada e coletada, deve-se corrigir este efeito através da equação 2.15, abaixo.

$$k_{TP} = \frac{273,15+T}{273,15+T_{REF}} \cdot \frac{P_{REF}}{P} \quad (\text{Eq. 2.14})$$

Onde, T (°C) é a temperatura e P (KPa) é a pressão atmosférica durante as medidas e, T_{REF} e P_{REF} são a temperatura e pressão de referência usadas pelo laboratório de calibração para referir o fator de calibração da câmara, respectivamente. Normalmente T_{REF} = 20 °C e P_{REF} = 101,325 KPa.

k_{ion} – Fator de correção para o efeito de recombinação iônica

Câmaras de ionização, devido à recombinação iônica que ocorre em seu volume sensível, apresentam eficiência de coleta de carga menor que 1, ou seja, nem toda carga gerada é coletada. Este efeito é corrigido pela técnica das duas voltagens, onde se realizam dois conjuntos de leitura, um com tensão de polarização V e outro com tensão V/2, dado pela equação 2.16, a seguir.

$$k_{ion} = A^{-1} = \left[\frac{4}{3} - \left(\frac{M_1}{3M_2} \right) \right]^{-1} \quad (\text{Eq. 2.15})$$

Onde, M₁ é a leitura com a tensão V (geralmente 300V ou 400V), e M₂ é a leitura com tensão V/2 correspondente.

2.2.2 Método Direto

Este método consiste em determinar a taxa de kerma no ar a partir dos princípios fundamentais da Física das Radiações aplicados à câmara de ionização utilizada, sem a necessidade de recorrer a interpolação de fatores de calibração obtidos por quaisquer outros métodos. Para tanto, pode-se utilizar câmaras de ar livre ou câmaras cavitárias

como dedais ou outras. Para o ^{192}Ir , a utilização de câmaras de ar livre não é possível devido à sua alta energia. Já a utilização de câmaras cavitárias requer a aplicação de teorias de cavidade, como a teoria de Bragg-Gray. No entanto, a utilização desta teoria requer que a cavidade seja pequena de modo a não perturbar a fluência de elétrons secundários (SANDER, T., NUTBROWN, R. F., 2006), o que aumenta a incerteza ao se utilizar câmaras de maior volume. Além disso, o espectro do campo de radiação medido tem grande influência na aplicabilidade da teoria de cavidade de Bragg-Gray, o que impedia sua aplicação ao ^{192}Ir . Assim, apenas com o desenvolvimento recente dos códigos de Método de MC é que foi possível calcular as correções necessárias para a aplicação desta teoria ao ^{192}Ir (SOARES *et al.*, 2009).

Vários laboratórios ao redor do mundo têm trabalhado no desenvolvimento de um padrão primário baseado em um método direto, por exemplo, Índia (KUMAR *et al.*, 2009) e Taiwan (CHU, W., *et al.*, 2017). No entanto, o NPL (National Physical Laboratory), no Reino Unido, é que primeiro logrou êxito nesta tarefa e, em 2006 estabeleceu seu padrão primário para Kerma no ar para o ^{192}Ir . Várias inter-comparações foram conduzidas (TEDGREN *et al.*, 2014, DOUYSET *et al.*, 2008, BUTLER *et al.*, 2008), mostrando boa concordância com os padrões prévios, baseados em métodos indiretos.

2.3.3 Medição do K_R pelo usuário final

2.3.3.1 Câmaras Dedais

Em um hospital ou clínica, a utilização do método das múltiplas distâncias é muito trabalhosa e demorada, o que sujeita essas medidas a possíveis erros experimentais ou de tratamento dos dados. Para tornar mais prática a determinação do K_R , normalmente utiliza-se um jig (gabarito) feito de material pouco espalhador, onde a câmara de ionização é posicionada na metade da distância entre dois cateteres fixos (distância d), paralelamente a estes (Figura 2.2). Em cada cateter, uma curva da intensidade do sinal coletado em função da posição da fonte é levantada, de modo a determinar o ponto de máxima resposta (“ponto quente”) onde as leituras para determinação do K_R devem ser obtidas. Este jig deve ser posicionado distante ao menos 1 m de possíveis objetos

espalhadores, como piso, paredes e outros, de modo a reduzir ao máximo a magnitude da componente espalhada (TECDOC 1274). A média das leituras com a fonte nos dois pontos quentes é tomada e utilizada na equação 2.9.

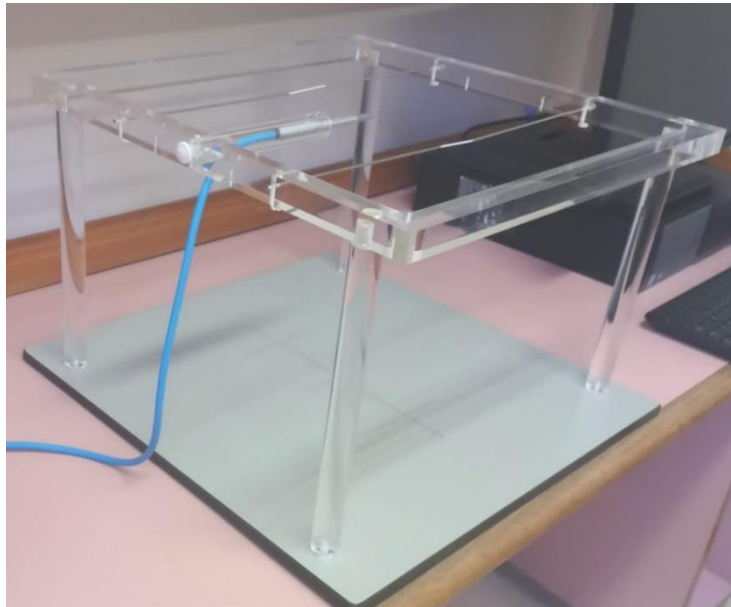


Figura 2.2: jig (gabarito) para determinação do K_R com câmaras dedais; nesta imagem o jig é mostrado apenas como exemplo, e não em situação real de medida.

Apesar de a utilização do jig intentar reduzir a incerteza nas medições do K_R pelo usuário final, através de uma maior reprodutibilidade no posicionamento relativo entre câmara e fonte, tal objetivo nem sempre é garantido, uma vez que a fragilidade deste jig, caso não seja corretamente manipulado, pode levar a mudanças na distância entre os cateteres e, portanto, na distância de medição (BIDMEAD *et al.*, 2010). Por exemplo, a variação de 1 mm numa medição a 10 cm (distância típica desses jigs), pode causar um erro de 2% na calibração. Além disso, na maioria das vezes, a contribuição da radiação espalhada é ignorada e nenhuma correção aplicada, o que associado a componente de fuga do conjunto câmara + eletômetro e ao baixo sinal gerado, aumentam consideravelmente a incerteza final.

2.3.3.2 Câmaras Poço

Estas câmaras de ionização possuem formato cilíndrico, e seu volume sensível, também cilíndrico, apresenta uma cavidade em seu centro (GOETSCH *et al.*, 1992). A fonte é introduzida na câmara por meio de um adaptador cilíndrico posicionado no centro da mesma. As três principais câmaras comercializadas no mercado, fornecidas pelos fabricantes PTW, Standard Imaging e Sun Nuclear Corporation, apresentam volume sensível variando entre 200 cm³ e 1200 cm³, com correntes típicas na faixa de 10⁻⁹ A a 10⁻⁷ A, facilmente medidas por eletrômetros clínicos (SOARES *et al.*, 2009). A Figura 2.3 mostra o modelo PTW T33004, juntamente com um eletrômetro Unidos-E.



Figura 2.3: Câmara poço modelo PTW T33004 e eletrômetro Unidos-E.

2.3.3.2.1 Características

Como explicado na seção 1.2, a utilização de câmaras poço apresenta vantagens em relação a utilização de câmaras dedais, justamente pela grande praticidade em seu uso, por garantir um melhor posicionamento relativo entre a fonte e o volume sensível da câmara, por apresentar uma sensibilidade muito superior às câmaras dedais, gerando correntes muito maiores, além de serem equipadas com espessas paredes de alumínio que atenuam a radiação espalhada, diminuindo sua significância. Outra vantagem decorrente de sua alta sensibilidade, é que podem ser utilizadas no modo corrente, eliminando erros decorrentes da contagem do tempo (GOETSH *et al.*, 1992, CHANG *et al.*, 2008).

Apesar de o TECDOC 1274 recomendar uma distância mínima de 1 m do piso e paredes, CHANG *et al.* (2008) mostrou, utilizando uma abordagem estatística, que a distância mínima depende do modelo da câmara e da sala onde as medidas serão realizadas. Mostrou ainda que as distâncias mínimas são diferentes para o piso e paredes da sala, pois estas dependem da espessura da base e parede da câmara, respectivamente. Da mesma forma, a espessura da parede da sala influencia na distância mínima a esta, de modo que paredes mais espessas requerem distâncias maiores. Para os três modelos de câmara poço avaliados, dos fabricantes PTW, Sun Nuclear e Standard Imagin, os principais do mercado, o estudo conclui que a distância mínima de 60 cm é adequada.

A estabilidade destas câmaras a longo prazo é excelente. O TECDOC 1274 recomenda a verificação da constância destas câmaras ao menos quatro vezes por ano com uma fonte de referência, por exemplo ^{137}Cs (e adaptador apropriado para garantir reprodutibilidade no posicionamento, e mesmo isolamento térmico), e estabelece que as leituras, corrigidas para densidade do ar e decaimento da fonte, devem permanecer dentro de 0,5% da média das últimas quatro verificações. KEEHAN *et al.*, (2021), relata que a constância de seu modelo PTW 32002 (Nucletron 077.091) ao longo de 18 anos é melhor que 2%.

Dado o design destas câmaras, especialmente do seu volume sensível, um cilindro circular oco onde a fonte é inserida, sua resposta varia em função da posição da fonte em seu interior. A Figura 2.4 apresenta uma curva típica da resposta deste tipo de câmara em função da posição da fonte. Assim, para que possa ser utilizada, é necessário que uma posição em seu interior seja escolhida como referência para realização das medidas, onde o fator de calibração é válido. Como pode ser observado na Figura 2.4, na posição de máximo (“ponto quente”) as incertezas da determinação do K_R , devido a erros de posição, são minimizadas e, portanto, este ponto é escolhido como referência (TECDOC 1274). A variação da resposta ao redor deste ponto é geralmente menor que $\pm 0,2\%$ para uma variação de $\pm 5\text{ mm}$ (SOARES *et al.*, 2009). Para uma câmara poço Standard Imaging 1000 Plus, MUKWADA *et al.* (2016) relata uma uniformidade na resposta de 0,5 % num intervalo de 2,5 cm, centrado na posição de máxima resposta.

Estas câmaras apresentam ainda pequena variação nos coeficientes de calibração para um mesmo modelo. Dos dados apresentados em FIRMANSYAH *et al.* (2020) (tabela 1 e segunda coluna da tabela 2 do referido trabalho), percebe-se que para o modelo

PTW TM 33004 o desvio padrão percentual é menor que 0,6% (três câmaras), para o modelo PTW TM 33005 é menor que 0,2% (três câmaras) e, para o modelo Standard Imaging HDR 1000 Plus, é virtualmente nulo (duas câmaras). SCHÜLLER *et al.* (2015), baseado nesta característica, estabelece fatores de correção para a qualidade da radiação (k_Q), para os modelos PTW TM 33004 e Standard Imaging HDR 1000 Plus, de modo a medir o K_R de uma fonte de ^{60}Co a partir de um fator de calibração para o ^{192}Ir .

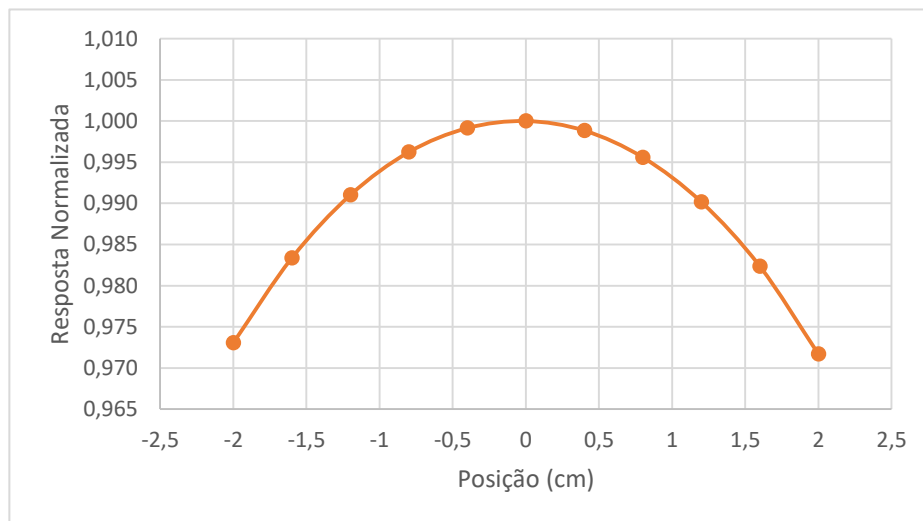


Figura 2.4: Curva típica de resposta de uma câmara poço; a resposta está normalizada em relação ao valor máximo.

2.3.3.2.2 Utilização da Câmara Poço

Antes de ser utilizada para medir o K_R de uma fonte, a câmara poço deve ser calibrada em termos de kerma no ar em um Laboratório de Dosimetria de Padrão Primário (PSDL) ou um Laboratório de Dosimetria de Padrão Secundário (SSDL), para a fonte que se deseja medir. Como estas câmaras são necessariamente abertas à atmosfera, é necessário que se estabeleça equilíbrio térmico entre a câmara e a sala antes de se iniciar as medidas, o que leva ao menos 30 minutos (TECDOC 1274). O arranjo experimental deve ser tal que a câmara esteja distante de qualquer objeto espalhador, como parede e piso, ao menos 1 m, para reduzir a contribuição da componente espalhada. A posição de máxima resposta deve ser determinada alterando-se a posição da fonte em seu interior, em passos iguais (geralmente 1,0 a 2,5 mm), e medindo-se a corrente em cada posição. Um ajuste polinomial, ou uma simples inspeção visual, fornecerão a posição de máxima

resposta. A fonte deve ser posicionada no “ponto quente”, e a corrente gerada na câmara medida. Este processo deve ser repetido ao menos cinco vezes para cada tensão, V e $V/2$ (geralmente $+300\text{ V}$ e $+150\text{ V}$). As cinco medidas não devem aumentar ou diminuir monotonamente e não devem divergir mais que 0,5% da média. A taxa de kerma no ar de referência é dada por:

$$K_R = N_{KR} \cdot I \cdot k_{elet} \cdot k_{TP} \cdot k_{ion} \quad (\text{Eq. 2.16})$$

Onde, N_{KR} é o coeficiente de calibração para kerma no ar para ^{192}Ir , I é a corrente de ionização medida no conjunto câmara + eletrômetro, k_{elet} é o fator de calibração do eletrômetro ($k_{elet} = 1$ se eletrômetro e câmara forem calibrados juntos) e, k_{TP} e k_{ion} são as correções para densidade do ar e recombinação iônica, respectivamente, os quais são descritos abaixo.

2.3.3.2.3 Calibração da Câmara Poço nos PSDL ou SSDL

A calibração das câmaras de ionização tipo poço dos usuários finais é realizada em uma fonte de ^{192}Ir com K_R previamente determinado, por métodos diretos ou indiretos, e tem seu N_K determinado através da equação 2.17, abaixo (BIDMEAD et al., 2010).

$$N_K = \frac{K_R(t_{REF})}{I(t) \cdot k_{TP} \cdot k_{ion}(t) \cdot k_{dec}(t)} \quad (\text{Eq. 2.17})$$

Onde, $K_R(t_{REF})$ é a *taxa de kerma no ar de referência* da fonte no tempo de referência t_{REF} , $I(t)$ é a corrente de ionização medida no momento da calibração, obtida com a fonte posicionada no ponto de máxima resposta, $k_{TP}(t)$ é a correção para o efeito da variação da densidade do ar no momento da calibração, $k_{ion}(t)$ é a correção para a recombinação iônica no momento da calibração e, $k_{dec}(t)$ é a correção para o decaimento da fonte para o tempo de referência t_{REF} .

Nos laboratórios (PSDL e SSDL), a manutenção e transferência do padrão da *taxa de kerma no ar de referência* é realizada com câmaras poço, dada a praticidade e estabilidade destas (SOARES *et al.*, 2009, SANDERS, T., NUTBROWN, R. F., 2006). As comparações entre os diferentes laboratórios, quando realizadas de forma indireta são, pelos mesmos motivos, feitas com câmaras poço (DOUYSSSET *et al.*, 2005, DOUYSSSET *et al.*, 2008, PODER *et al.*, 2017).

2.3.4 Fator de correção para geometria das fontes

Como descrito nas seções 2.2.1 e 2.2.2, os padrões primários para a *taxa de kerma no ar de referência* nos PSDL, utilizem métodos diretos ou indiretos, são todos baseados em medições com câmaras de ionização cavitárias e um único modelo de fonte. Logo, uma pergunta natural é se o padrão obtido com um modelo de fonte é naturalmente transferível para outro modelo. Devido ao seu design (geometria do elemento ativo e encapsulamento), estas fontes apresentam anisotropia na emissão da radiação, de modo que a fluência depende do ângulo polar relativo ao plano transversal da fonte. Tal efeito se deve à dimensão finita do elemento ativo e a resultante absorção da radiação neste e no encapsulamento.

Pela definição da *taxa de kerma no ar de referência*, esta anisotropia não é considerada nas medidas com câmaras cavitárias, uma vez que, nestes casos, o ângulo definido pelas extremidades das câmaras e o centro da fonte é sempre menor que $\pm 5^\circ$ (SOARES *et al.*, 2009), para o que nenhum efeito de anisotropia é relevante. Entretanto, ao se utilizar câmaras poço, nas quais a geometria de medida resulta em ângulos de $\pm 80^\circ$, a anisotropia das fontes se torna um fator de influência na determinação de K_R , podendo levar a resultados diferentes para dois modelos de fonte quaisquer. Esta característica das câmaras poço se torna relevante nos procedimentos de intercomparação dos padrões primários, e também nas determinações do K_R pelos usuários finais, se os modelos de fonte utilizados na calibração do detector e o modelo que se deseja medir forem diferentes.

DOUYSSSET *et al.* (2008) relata que a razão dos N_K , obtidos por simulação de Monte Carlo, para dois diferentes modelos de fonte e de câmara poço, variou entre 1,0013 e 1,0024. No entanto, os dois modelos de fonte utilizados, Nucletron v.1 (classic) e

Nucletron v.2, são muito similares. Da mesma forma, SCHÜLLER *et al.* (2015), comparando os modelos de fonte GammaMed Plus, Nucletron Microselectron v.1 e Nucletron Microselectron v.2, conclui que as variações individuais devido às tolerâncias no processo de fabricação, tornam as diferenças médias entre os modelos negligenciáveis. No entanto, ambos estudos se restringem a modelos de fonte com design muito similares, não abrangendo a diversidade de tipos de design. RASMUSSEN *et al.* (2011), ao comparar, por simulação de Monte Carlo, diversos modelos de fonte, entre as quais a VariSource VS2000 com seu elemento ativo mais fino e comprido em relação aos demais, encontrou 1,8% de diferença em relação ao modelo de referência, Nucletron Microselectron v.1.

O NPL, por ser o primeiro a estabelecer um padrão primário baseado em um método direto, é o laboratório que oferece a calibração de câmaras com a menor incerteza, e deve se tornar o padrão ouro para esse procedimento de calibração (CHANG *et al.*, 2016). Talvez por esse motivo, o Código de Prática do IPEM, baseado no padrão primário do NPL, prevê a utilização de fatores de correção para a influência das diferentes geometrias das fontes, K_{SG} (BIDMEAD *et al.*, 2010), de modo a não ser necessário aumentar a incerteza do fator de calibração das câmaras poço para acomodar as variações na resposta entre os diferentes modelos de fonte. Para incluir as correções para geometria da fonte, o Código de Prática do IPEM inclui na equação 2.14, o fator de correção de geometria K_{SG} , resultando na equação 2.18, seguir.

$$K_R = N_{KR} \cdot I \cdot k_{elet} \cdot k_{TP} \cdot k_{ion} \cdot k_{SG} \quad (\text{Eq. 2.18})$$

Onde, K_{SG} corrige qualquer variação na resposta da câmara poço devido a diferenças geométricas entre as fontes do hospital (usuário final) e do laboratório de calibração.

Como exemplo, a tabela 2.1, adaptada de SHIPLEY *et al.* (2015), mostra os K_{SG} obtidos pelo autor, normalizados para a fonte Necletron Microselectron v.1.

Tabela 2.1. Fatores de geometria para uma câmara poço Standard Imaging 1000 Plus para os modelos de fonte considerados no estudo, para a fonte Nucletron Microselectron v.1 como referência.

Modelo de fonte HDR	K_{SG}	Mudança para o coeficiente de calibração
Nucletron MicroSelectron-v1 (classic)	1,000	----
Nucletron microSelectron-v2	$0,999 \pm 0,004$	-0,1 %
BEBIG GI192M11	$0,999 \pm 0,004$	-0,1 %
GammaMed Plus	$0,996 \pm 0,004$	-0,4 %
Isodose Control Flexisource	$0,996 \pm 0,004$	-0,4 %
Varian VariSource VS2000	$0,983 \pm 0,004$	-1,7 %

Adaptado de SHIPLEY *et al.* (2015)

A partir dela, podemos observar que a maior correção corresponde à fonte Varisource VS2000, cujo design mais diverge dos outros. O valor encontrado para esse modelo, -1,7 %, é compatível com o encontrado por RASMUSSEN *et al.* (2011), 1,8 % (os sinais são contrários pois o primeiro utiliza a razão dos N_K , enquanto o segundo a razão das respostas da câmara).

2.4 FORMALISMO DO TG – N°43

O Grupo Tarefa N° 43 (TG-43), criado pela AAPM, tinha o objetivo de revisar a literatura acerca de dosimetria de fontes de braquiterapia, e desenvolver um protocolo dosimétrico com formalismo e valores de referência para as principais fontes utilizadas à época. Em 1995 o protocolo resultante foi publicado, contendo o formalismo desenvolvido e os dados relativos às fontes utilizadas até então (NATH *et al.*, 1995). Em 2004, devido ao aumento do número de fontes de baixa energia para implantes intersticiais disponíveis no mercado, o aumento da literatura sobre dosimetria em braquiterapia, e também para realizar pequenas mudanças no formalismo e recomendar formas de extrapolar os dados disponíveis, este protocolo foi atualizado, sendo publicado o TG-43U1 (RIVARD *et al.*, 2004).

A equação geral que descreve a taxa de dose na água, $D(r,\theta)$, no entorno de uma fonte, num ponto $P(r,\theta)$, é:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot F(r, \theta) \quad (\text{Eq. 2.19})$$

Onde, $r(\text{cm})$ representa a distância do centro da fonte ao ponto de interesse, $r_0 = 1,0 \text{ cm}$ representa a distância de referência, θ representa o ângulo polar em relação ao eixo longitudinal da fonte, que juntamente com r especificam o ponto de interesse, $P(r,\theta)$. O ângulo de referência, $\theta_0 = \pi/2$, define o plano transversal da fonte (Figura 2.5).

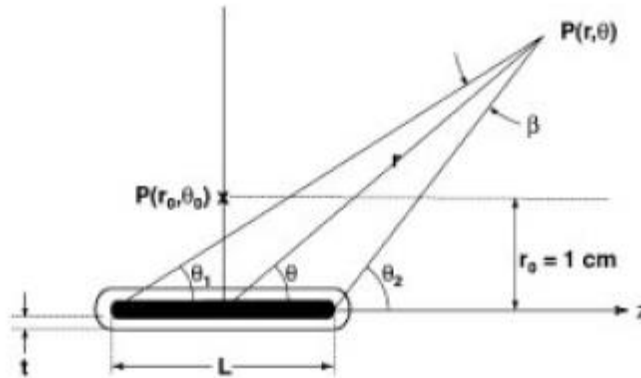


Figura 2.5: Sistema de coordenadas utilizado no formalismo do TG-43 (RIVARD *et al.*, 2004).

A seguir, uma descrição de cada parâmetro da eq. 2.19 é apresentada.

2.4.1 Função de Geometria – $G(r,\theta)$

Esta função descreve variação da dose devida à distribuição da atividade no interior da fonte, desconsiderando a absorção e espalhamento, tanto no interior da fonte, quanto no meio externo. O TG-43 utiliza duas aproximações, a de fonte pontual e de fonte linear, sendo definidas por:

$$G_p(r, \theta) = 1/r^2 \quad (\text{fonte pontual}) \quad (\text{Eq. 2.20})$$

$$G_L(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{Lr \sin \theta} & p/\theta \neq 0 \\ \left(r^2 - L^2/4\right)^{-1} & p/\theta = 0 \end{cases} \quad (\text{fonte linear}) \quad (\text{Eq. 2.21})$$

Onde β é o ângulo, em radianos, definido pelas linhas que ligam os extremos da fonte ao ponto de interesse, r é a distância em cm entre o centro da fonte e o ponto de interesse, e θ é o ângulo polar que juntamente com r , especificam o ponto de interesse, $P(r, \theta)$.

2.4.2 Função de Dose Radial – $g(r)$:

Esta função caracteriza como a dose varia em função da distância do centro da fonte, no plano transversal a mesma, devido à absorção e espalhamento, sem levar em conta tanto a dimensão finita da mesma, como a variação da dose que se deve ao aumento da distância. É definida da seguinte forma:

$$g_x(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0) G_x(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0) G_x(r, \theta_0)} \quad (\text{Eq. 2.22})$$

Onde $r_0 = 1$ cm, $\theta_0 = \pi/2$ e x subscrito representa a possibilidade de considerar-se tanto a aproximação de fonte pontual quanto de fonte linear.

2.4.3 Constante de Taxa de Dose – Λ

Este parâmetro determina a relação entre a dose na água a 1 cm do centro da fonte no plano transversal que por ali passa, $\dot{D}(r_0, \theta_0)$, e o S_K , sendo definida por:

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_K} \quad (\text{Eq. 2.23})$$

2.4.4 Função Anisotropia – $F(r, \theta)$

Esta função caracteriza a variação da dose em função do ângulo polar θ , para uma dada distância r do centro da mesma no plano transversal, sendo definida por:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)}{\dot{D}(r, \theta_0)} \frac{G_L(r, \theta_0)}{G_L(r, \theta)} \quad (\text{Eq. 2.24})$$

Onde $\theta_0 = \pi/2$.

2.5 O MÉTODO DE MONTE CARLO

O Método de Monte Carlo (MC) consiste na simulação numérica de um fenômeno ou processo que pode ser caracterizado de forma estatística, tal como a interação da radiação com a matéria, sendo particularmente útil em problemas complexos que não podem ser solucionados de forma analítica ou simulados por métodos determinísticos. HARRISON (2010) define o Método de MC como “um método que usa amostragem aleatória e modelagem estatística para estimar funções matemáticas e simular o funcionamento de sistemas complexos”.

Neste método, os eventos probabilísticos individuais que compreendem um processo são amostrados aleatoriamente a partir de distribuições de probabilidade que o caracterizam, as funções de densidade de probabilidade (PDF). As PDFs compõem a base do método, pois definem as possibilidades e a probabilidade de cada possibilidade para um dado passo na simulação (HARRISON, 2010), ou seja, a modelagem correta do sistema em estudo depende de quão fidedigna é a representação do funcionamento deste sistema pelas PDFs.

Outra engrenagem fundamental do método é a geração de números pseudoaleatórios (não é possível gerar números verdadeiramente aleatórios com os computadores atuais), pois dela depende a amostragem correta das PDFs. Diversos algoritmos, chamados de geradores de números aleatórios, RNG (do inglês, Random

Numbers Generator), geram sequências numéricas que compartilham muitas características de sequências verdadeiramente aleatórias. Pode-se citar, como exemplo, o LCG (do inglês, Linear Congruential Generator), e o Mersene Twister, mais rápido que o LCG e também com melhores resultados nos testes que verificam a aleatoriedade dos números gerados (HARRISON, 2010). Em comum, todos os RNG apresentam a necessidade de partir de um conjunto finito de números com certa aleatoriedade chamados de sementes. O processo pode ser representado como na Figura 2.6, abaixo.

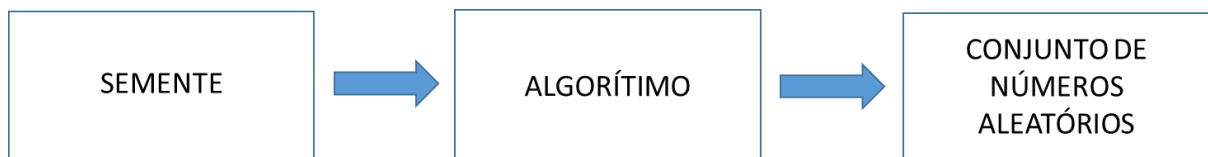


Figura 2.6: Representação do processo de geração de números aleatórios.

Inicialmente uma semente é sorteada, e utilizada em um algoritmo que gera um número aleatório. Este número aleatório resultante pode ser reutilizado pelo algoritmo como nova semente, uma ou mais vezes, o que faz com que cada semente inicial gere um conjunto de números aleatórios. Fica evidente que se um número se repetir, os resultados posteriores também se repetirão, viciando a sequência. Por isso são empregados mecanismos para impedir que isto ocorra, sendo o mais comum a interrupção do algoritmo e o sorteio de uma nova semente inicial. As sementes iniciais devem ser resultantes de algum processo aleatório e, computacionalmente, é comum utilizar-se os centésimos de segundo do relógio do sistema no instante do sorteio, gerando sementes no intervalo $[0, 100]$, ou mesmo milésimos $[0, 1000]$. Para transformar intervalos de $[0, N]$ em intervalos de $[0, 1]$, basta dividir a semente sorteada por N , ou seja, nos casos acima dividir por $N=100$ e $N=1000$, respectivamente.

Para fins de amostragem do processo/fenômeno, o método mais utilizado é o Método da Inversão, onde associamos o número aleatório sorteado no intervalo $[0, 1]$ à função densidade de probabilidade acumulada CDF (do inglês, Cumulative Distribution Function), dada pela integral da PDF que descreve o fenômeno em questão (etapa atual da simulação) de seu valor mínimo ao valor x , como abaixo.

$$F(x) = \int_{x_{min}}^x f(x) dx \quad (\text{Eq. 2.25})$$

Onde, $F(x)$ é a CDF, $f(x)$ é a PDF que descreve o processo, e x_{\min} é o valor mínimo que a grandeza considerada pode assumir. $f(x)$ é normalizada de forma que $F(x) \leq 1$. O Método da Inversão consiste em inverter $F(x)$, sortear valores y no intervalo $[0, 1]$ através do RNG utilizado, e achar os valores de x correspondentes na $F^{-1}(y)$. Este método pode ser utilizado em todos os casos onde $F(x)$ seja inversível.

No transporte de partículas da radiação, o Método de MC consiste em seguir cada partícula desde a fonte, onde ocorre o seu nascimento, ao longo de sua vida, passando por cada interação, até a sua morte (escape, absorção etc.). A vida de cada uma destas partículas é chamada de história. Em cada história, diversas PDFs são amostradas, seja para decidir quanto a partícula viaja sem interagir com o meio (partículas sem carga), para decidir o tipo de interação (efeito foto-elétrico, efeito compton, etc.), para decidir a energia da partícula após a interação, assim como sua direção, etc. Simulando-se milhões de histórias, avalia-se o valor médio da grandeza desejada resultante dessas partículas, computado num ponto ou volume de interesse, como representante macroscópico da grandeza em questão.

Existem diversos códigos de propósito geral para o transporte de partículas, como o MCNP (Monte Carlo N-Particle), o EGS (Electron Gamma Shower), o GEANT (Geometry AND Tracking), e o PENELOPE (PENetration and Energy LOSS of Positrons and Electrons) (ROGERS, 2006). Neste trabalho de pesquisa, o código utilizado é o MCNPX.

2.5.1 Histórico de utilização do Método de MC no transporte de radiação

O Método de MC foi primeiramente utilizado em problemas de transporte de radiação durante o Projeto Manhattan de desenvolvimento da bomba atômica na Segunda Guerra Mundial (HARRISON, 2010).

Nos últimos 50 anos, o Método de MC se tornou onnipresente no campo da Física Médica, devendo-se isto à fatores como o aumento massivo do poder computacional, e à disponibilidade de vários códigos de propósito geral poderosos. Dentre estes, se destacam o EGS, PENELOPE, GEANT e o MCNP (ROGERS, 2006).

Esta técnica tem sido utilizada em áreas como Radioterapia de Feixe Externo (fótons e elétrons), Terapia por Captura de Nêutrons, Terapia com prótons e íons pesados, Braquiterapia, Radiologia Diagnóstica, Medicina Nuclear e, Proteção Radiológica, dentre outras.

O sucesso do método na dosimetria das radiações remonta ao final dos anos 70, quando foi utilizado para calcular as *stopping-power ratios*, essenciais para a conversão das medidas com câmaras de ionização em *dose absorvida* na água. Outro marco foi a determinação dos fatores de correção para o efeito de atenuação e espalhamento das paredes das câmaras de ionização, k_{wall} (ROGERS, 2006).

A massiva utilização do Método de MC em braquiterapia data do início dos anos 80, se devendo em parte à dificuldade envolvida nas medidas experimentais nas proximidades das fontes utilizadas. O sucesso é tamanho, que praticamente todos os dados dosimétricos de consenso para fontes de braquiterapia, seja LDR ou HDR, têm em sua determinação a utilização do Método de MC. Diante disto, a AAPM estabelece e recomenda uma metodologia para a utilização do Método de MC para obtenção de dados dosimétricos de fontes de braquiterapia (TG-43U1).

Mais recentemente, COLLINS-FEKETE *et al.* (2016) avaliou com o código GEANT4, em sistemas HDR com duas fontes simultâneas, o efeito da atenuação de uma fonte na outra, incluindo seus cabos, não levado em consideração pelos sistemas de planejamento. Encontrou desvios na cobertura de dose, avaliada pelo D_{90} , de até 3,7%.

ZHANG, H., DAS, I. J., (2014) avaliaram as perturbações causadas pela presença de inomogeneidades de alto número atômico (Z) em tratamentos com fontes de ^{192}Ir de HDR. Em algumas situações, perto das interfaces, o aumento de dose chegou a 3,7 vezes.

VIJANDE *et al.* (2012) utilizou dois códigos, PENELOPE e GEANT4, para determinar os dados dosimétricos de uma fonte de ^{60}Co para braquiterapia HDR. Os dados obtidos, função de dose radial, constante de taxa de dose, e função anisotropia, podem ser utilizados em sistemas de planejamento na prática clínica.

Muitos autores utilizaram diversos códigos a fim de determinar parâmetros dosimétricos para fontes de ^{192}Ir , dentre os quais pode-se citar: GRANERO *et al.* (2006),

utilizando GEANT4; DASKALOV *et al.* (1998), com o código MCTP; CASADO *et al.* (2009), com PENELOPE; BALLESTER *et al.* (2001), com o GEANT3.

Com o código MCNP, BIDMESHKI *et al.* (2014) e ALIZADEH *et al.* (2015) determinaram os parâmetros do formalismo do TG-43 para a fonte de ^{192}Ir Flexisource. ACUN *et al.* (2017), também com MCNP, determinou parâmetros do TG-43 para a fonte de ^{192}Ir Gammamed 12i, juntamente com a taxa de dose em alguns pontos a fim de comparar com os valores fornecidos pelo sistema de planejamento Abacus. YAZDANI and MOWLAVI (2007) determinaram com o MCNP, os parâmetros do TG-43, para uma fonte de ^{131}Cs . ROSSI *et al.* (2018), utilizando o MCNP, determinou fatores de correção para medidas com detectores microDiamond em fontes de ^{192}Ir .

O MCNP, código utilizado nesta pesquisa, é mantido pelo *Los Alamos National Laboratory*, e possui um poderoso pacote de ferramentas para descrição geométrica do sistema simulado. A grande flexibilidade deste código o fez ser aplicado em cada uma das áreas supracitadas, já na virada do século. Em um artigo de revisão, SOLBERG *et al.* (2000) revê a utilização do MCNP em diversas áreas da Física Médica, incluindo braquiterapia. Nas próximas linhas, extraio deste artigo alguns trabalhos tidos como referência pelo autor na área de braquiterapia.

No início dos anos 90, Manson *et al.* (1992) e McPherson e Batista (1995) utilizaram o MCNP para calcular parâmetros dosimétricos de uma nova fonte de baixa energia de ^{169}Yb . Nestes trabalhos os autores usaram o MCNP-4A para modelar detalhadamente a fonte de modo a considerar fatores como atenuação de fótons, auto absorção e espalhamento. A anisotropia da fonte foi avaliada em várias distâncias, assim como a constante de taxa de dose, Λ . Os valores obtidos foram comparados às medidas feitas com TLD, concordando dentro de aproximadamente 5%, considerado um bom resultado dadas as limitações do código à época.

Wuu *et al.* (1996) usou o MCNP e um segundo código, DELTA, para estimar a efetividade biológica relativa (RBE) de quatro fontes de braquiterapia em relação ao ^{60}Co . Valores calculados e medidos apresentaram boa concordância entre si, assim como também com valores publicados.

Watanabe *et al.* (1998) utilizou o MCNP para gerar dados dosimétricos de um aplicador especial para braquiterapia HDR. A complexa geometria do aplicador e sua

composição impunham dificuldades tanto para simulação como para medidas experimentais. Os resultados obtidos se mostraram bem compatíveis com estudos de simulação por Método de MC prévios, assim como medidas experimentais com TLD.

Wierzbicki *et al.* (1998) utilizou o MCNP para obter parâmetros dosimétricos de referência para uma nova fonte de ^{125}I . Função de dose radial, fatores de anisotropia e constantes de anisotropia foram obtidos. Pequenas diferenças foram observadas ao comparar os resultados com medidas obtidas em estudos prévios. Os autores atribuíram as diferenças ao material dos fantasmas utilizados nas medidas e aconselharam a utilização dos valores obtidos por Método de MC em aplicações clínicas.

Wong *et al.* (1999) avaliou a acurácia de sistemas de planejamento comerciais, especialmente em regiões próximas às fontes, investigando o efeito de superposição devido às múltiplas posições da fonte. A comparação mostrou que os sistemas avaliados apresentavam erros para distâncias menores que 1 cm, superestimando a dose nestas regiões de 3% a 15%.

Li *et al.* (1998) utilizou o MCNP para obter parâmetros dosimétricos para um novo stent radioativo. Os valores obtidos mostraram concordância com medidas realizadas com filme radiochromico.

Todos estes estudos mostram a maturidade da técnica de simulação por Monte Carlo, em especial para aplicação na braquiterapia. Fica evidente também que o MCNP é uma excelente ferramenta para este fim, tendo sido extensivamente validada.

2.6 O MONTE CARLO N-PARTICLE (VERSÃO X) - MCNPX

O MCNP (versão X) é um código de propósito geral, que simula o transporte de radiação seguindo partículas como nêutrons, fótons e elétrons, com energias contínuas em ampla faixa. Este código é uma combinação do código MCNP4C com o código de transporte e interação de nucleons, píons, múons, íons leves e anti-nucleons em geometrias complexas, LAHET (Los Alamos High-Energy Transport). O MCNPX contém todas as capacidades do MCNP4C e do MCNP5, adicionando-se a capacidade de transportar 34 novos tipos de partículas (prótons, íons leves, etc), expansão da faixa de energia das partículas simuladas, características que muitas comunidades científicas,

especialmente as comunidades de física médica e de aceleradores, julgaram ser importantes em códigos de modelagem computacional. Pode ser usado em vários modos de transporte: somente nêutrons, somente fótons, somente elétrons, transporte combinado de nêutrons-fótons, nêutron-fóton-elétron, fóton-elétron ou elétron-fóton. Para fótons, o código considera os espalhamentos incoerente e coerente, a possibilidade de emissão fluorescente após absorção fotoelétrica e absorção do par elétron-pósitron após interação com produção de pares. Os processos de transporte de elétron/pósitron consideram a deflexão angular através da teoria de espalhamento múltiplo de Coulomb, perda de energia colisional com dispersão opcional, e produção de partículas secundárias, incluindo raios-X característicos da camada K, elétrons Auger, bremsstrahlung, e raios gama resultante da aniquilação de pósitrons em repouso. O regime de energia de nêutrons é de 10^{-11} MeV a 20 MeV para a maioria dos isótopos e até 150 MeV para alguns isótopos. O regime de energia dos fótons é de 1 keV a 100 GeV, e o regime de energia dos elétrons é de 1 KeV a 1 GeV (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003).

O MCNPX possibilita a representação desde geometrias simples até as mais complexas, podendo-se fazer uso de todo tipo de superfícies, como planos, cilindros, esferas, cones, elipsoides, toróides, etc., definindo-se interseções, uniões e complementações entre elas. Desta forma, geometrias complexas como as das fontes de ^{192}Ir e a câmara poço podem ser representadas em detalhes. Também a composição e densidade dos materiais constituintes do sistema simulado podem ser definidos de forma acurada. Possibilita ainda que a(s) fonte(s) de radiação com toda sua geometria, espectro energético e distribuição espacial, sejam definidas detalhadamente. As funções de densidade de probabilidade, necessárias ao método, estão na forma de bibliotecas de seção de choque diferencial. Nestas bibliotecas as probabilidades de ocorrência de um dado tipo de interação estão tabuladas em função do tipo de partícula incidente, sua energia, composição do meio, etc. Todas estas características fazem do MCNPX uma poderosa ferramenta nos mais diversos campos, como física médica, proteção radiológica, e instalações nucleares.

Todas as informações que descrevem o sistema a ser simulado, assim como as informações que se deseja obter, são definidas no arquivo de entrada do MCNPX, chamado INP (INPUT). Neste arquivo o usuário especifica o tipo de fonte, de detector, configuração geométrica e condições gerais do sistema desejado, como tamanho, forma,

espectro de energia, composição da fonte de radiação bem como do meio que a radiação irá interagir e definição da geometria do detector desejado. A estrutura básica do arquivo INP é descrita abaixo.

2.6.1 Estrutura do arquivo de entrada (INP) do MCNP

O arquivo de entrada INP, para ser executado pelo MCNP, deve possuir a estrutura geral mostrada na Figura 2.7.

Uma verificação é realizada pelo código em busca de erros na construção do arquivo de entrada. No caso de haver algum, uma mensagem de *erro fatal* é apresentada e a simulação não é iniciada. As várias ferramentas disponíveis no código são agrupadas no arquivo de entrada, de acordo com suas funções, em blocos. A separação dos blocos de CÉLULAS, SUPERFÍCIE e DADOS é feita com uma linha em branco.

		Título do Problema – somente uma linha (opcional, porém recomendado)
BLOCO DE CÉLULAS	{	Descrição das células
		.
		.
		Linha em Branco
BLOCO DE SUPERFÍCIE	{	Especificação das superfícies descritas no cartão de células
		.
		.
		Linha em branco
BLOCO DE DADOS	{	Especificação da fonte, dos materiais utilizados no problema, das respostas desejadas (tally) e das instruções de execução

Figura 2.7: Estrutura geral do arquivo de entrada no MCNP.

Muitas ferramentas disponíveis no código podem ser utilizadas em uma simulação, sendo denominadas CARTÕES (do inglês, CARDS). Na utilização destas ferramentas, deve-se limitar à 80 colunas por linha, caso contrário o código abortará a

execução. Os principais cartões são brevemente descritos abaixo, apresentados dentro da estrutura básica do arquivo INP.

✓ Título do Problema:

✓ BLOCO DE CÉLULAS – CELL Cards

O BLOCO DE CÉLULAS é onde se define a geometria do problema. Através da combinação de formas geométricas disponíveis no código, como esferas, planos, cilindros, cones, elipsoides, e outras formas selecionadas e descritas no BLOCO DE SUPERFÍCIE, define-se todas as células (região que representa o volume formado por uma ou várias superfícies) que compõe o sistema simulado. As superfícies são combinadas utilizando-se operadores booleanos tais como intersecção, união e complemento. Neste cartão indica-se também o material de que é composto cada célula (definidos no BLOCO DE DADOS), e sua densidade.

✓ BLOCO DE SUPERFÍCIE - SURFACE cards

A definição das superfícies utilizadas no BLOCO DE CÉLULAS é realizada neste bloco. Para isto, são utilizados códigos mnemônicos que indicam o tipo de superfície, seguidos dos coeficientes da equação da superfície selecionada. A Tabela 2.2 abaixo mostra alguns exemplos.

Tabela 2.2: exemplos de superfícies utilizadas no MCNP.

Tipo	Nome no MCNP	Equação	Parâmetros de Entrada
Plano – Normal ao eixo X	PX (ou PY, PZ)	$X-D = 0$	D (Posição do plano no eixo)
Esfera – Centrada na origem	SO	$X^2 + Y^2 + Z^2 = R^2$	R (raio da esfera)

Esfera – Centrada no eixo X	SX (ou SY, SZ)	$(X-X')^2 + Y^2 + Z^2 = R^2$	X'(pos. cent. esf. em X) R (raio da esfera)
Cilindro – Paralelo ao eixo X	C/X (ou C/Y, C/Z)	$(Y-Y')^2 + (Z-Z')^2 = R^2$	Y'(pos. eixo cil em Y) Z'(pos. eixo cil em Z) R (raio do cilindro)
Cilindro – Sobre o eixo X	CX (ou CY, CZ)	$Y^2 + Z^2 = R^2$	R (raio do cilindro)

✓ BLOCO DE DADOS - DATA cards

Neste bloco, todos os cartões que definem os materiais utilizados, as características da fonte, tipo de partículas considerado na simulação, a resposta desejada (tally), as regiões onde as partículas são acompanhadas, e os limitadores de execução da simulação, são definidos. A Tabela 2.3 resume os cartões básicos utilizados neste bloco.

Tabela 2.3: Cartões básicos utilizados no bloco de dados.

	Nome do Cartão no MCNP
Especificador de tipo de partícula	MODE
Especificador da região de acompanhamento da partícula	IMP
Especificador geral da fonte	SDEF
Especificador de resposta	Fn (En, FMn)
Especificador de material	Mn
Limitador de execução	NPS, CTME

Uma breve descrição destes cartões é feita a seguir.

✓ CARTÃO MODE

Define o tipo de partícula (ou partículas) que será considerada no problema. A Tabela 2.4 mostra as opções deste cartão.

Tabela 2.4: Opções de utilização do cartão MODE.

Opção	Significado
MODE N	Apenas o transporte de nêutrons
MODE N P	Transporte de nêutrons e fótons
MODE P	Apenas o transporte de fótons
MODE E	Apenas o transporte de elétrons
MODE P E	Transporte de fótons e elétrons
MODE N P E	Transporte de nêutrons, fótons e elétrons

✓ CARTÃO IMP

Define a “importância” do tipo de partícula em cada célula. Por importância, entende-se a necessidade de acompanhar a partícula (importância = 1) ou não (importância = 0), na célula indicada. Tem como opções as formas indicadas na Tabela 2.5, seguidas dos números das células de interesse.

Tabela 2.5: Opções do cartão IMP.

Opções	Significado
IMP:N	Acompanha apenas nêutrons nas células indicadas
IMP:N,P	Acompanha nêutrons e fótons nas células indicadas
IMP:N,P,E	Acompanha nêutrons, fótons e elétrons nas células indicadas

IMP:P	Acompanha apenas fótons nas células indicadas
IMP:P,E	Acompanha fótons e elétrons nas células indicadas
IMP:E	Acompanha apenas elétrons nas células indicadas

A opção escolhida para o cartão IMP deve ser coerente com o cartão MODE, ou seja, é necessário que o tipo de partícula sobre o qual se define importância nas células seja acompanhado nas simulações.

CARTÃO SDEF

Define todos os parâmetros relacionados à fonte, como tipo de partícula emitida, energia das partículas emitidas, posição, extensão da fonte, direção da radiação emitida, dentre outras características. Os cartões SI e SP, auxiliam na definição de alguns destes parâmetros, inclusive o espectro energético da fonte. A Tabela 2.6 mostra algumas variáveis do cartão SDEF.

Tabela 2.6: Opções do cartão SDEF.

Opção	Significado
PAR	Partícula emitida pela fonte
PAR = 1	Nêutron (se MODE N, MODE N P, MODE N P E)
PAR = 2	Fótons (se MODE P ou MODE P E)
PAR = 3	Elétrons (se MODE E)
POS	Ponto de referência para a posição de amostragem
POS = X Y Z	Coordenadas do ponto de referência

X	Informações sobre a dimensão X da fonte
Y	Informações sobre a dimensão Y da fonte
Z	Informações sobre a dimensão Z da fonte
SUR	Superfície que define uma fonte superficial
SUR #	Número da superfície no cartão de superfícies
RAD	Distância radial da posição definida em POS ou por AXS
AXS	Vetor de referência para EXT e RAD
EXT	Na célula, distância a partir de POS ao longo de AXS Na superfície, cosseno do ângulo de AXS
NRM	Sentido do vetor normal, (+) externo, (-) interno.

✓ CARTÃO Fna

Especifica que tipo de informação o usuário quer obter da simulação. No MCNP, esta informação é chamada de TALLY. Ao final da simulação é gerado um relatório com todas informações relacionadas à simulação, incluindo a TALLY especificada no arquivo INP. Existem algumas opções, que podem ser selecionadas através do uso de seu mnemônico correspondente, apresentados na Tabela 2.7, a seguir.

Tabela 2.7: Grandezas que podem ser calculadas pelo MCNP.

Mnemônico	Descrição	Unidade
F1:N, F1:P ou F1:E	Corrente integrada sobre uma superfície	Partículas
F2:N, F2:P ou F2:E	Fluência média sobre uma superfície	partículas/cm ²

F4:N, F4:P ou F4:E	Fluência média sobre uma célula	partículas/cm ²
F5:N ou F5:P	Fluência média em um ponto	partículas/cm ²
F6:N, F6:P ou F6:N	Energia média depositada em uma célula	MeV/g
F7:N	Deposição de energia média de fissão de uma célula	MeV/g
F8:E ou F8:P,E	Distribuição de pulsos de energia criados em um detector	Pulsos
*F8	Deposição de energia	MeV

✓ CARTÃO Mn

Especifica os materiais utilizados na simulação. A representação dos materiais é realizada pela composição isotópica. Para tal, a estrutura abaixo é utilizada.

Mn ZAID1 fração1 ZAID2 fração2 ...

Onde: n é o número associado ao material na simulação, ZAID é uma representação numérica na forma ZZZAAA.nnX, em que ZZZ é o número atômico do elemento (Z), AAA a massa do elemento, e nn e X são opções para o acionamento bibliotecas de seções de choque específicas. As frações podem ser positivas ou negativas, representando fração atômica e fração por peso, respectivamente.

Exemplo: ZAID= 77192, representa o isótopo ¹⁹²Ir₇₇

✓ CARTÕES LIMITADORES DE EXECUÇÃO – NPS e CTME

Estes cartões interrompem a simulação quando são alcançados os valores indicados em sua especificação. NPS limita a execução da simulação à um

determinado número de histórias (10^9 , por exemplo). CTME limita a execução a um tempo máximo especificado em minutos. A Tabela 2.8 mostra exemplos de utilização destes cartões.

Tabela 2.8: Exemplos de utilização dos cartões NPS e CTME.

Exemplo	Descrição
NPS 10^8	Limita o número de histórias simuladas à 10^8
CTME 55	Limita o tempo de execução da simulação à 55 min

2.6.2 Tallys utilizadas – F6 e *F8

Tally F6

É uma tally de “estimativa por comprimento de trilha” (tradução livre do inglês, track length estimator) que calcula a energia média depositada em uma célula, com unidades de MeV/g, baseado no comportamento médio das partículas, ou, neste caso, trilhas. A utilização do designador de partícula “P” (F6:P), considera que os elétrons secundários gerados são absorvidos localmente. Desta forma, a tally F6:P corresponde ao kerma total.

Matematicamente, a tally F6:P corresponde à integral volumétrica do fluxo escalar $\phi(\vec{r}, E, t)$ multiplicado por uma função de transferência de energia, $H(E)$, e outros fatores de ponderação. Como o fluxo escalar médio no volume em questão, $\bar{\Phi}_V$, pode ser representado, matematicamente, em função da densidade de comprimento de trilha, $N(\vec{r}, E, t)dS$ (S representa o comprimento da trilha), surge o nome “track length estimator”. O fluxo escalar médio no volume V, $\bar{\Phi}_V$, é dado por:

$$\bar{\Phi}_V = \frac{1}{V} \int dE \int dV \int dS N(\vec{r}, E, t) \quad \text{Eq. 2.26}$$

Onde, $N(\vec{r}, E, t)dS$ representa a densidade de comprimento de trilha, em um ponto \vec{r} , para fótons com intervalo de energia dE no entorno de E , no tempo t , e V representa o volume da célula de interesse.

A energia total transferida, H_t , grandeza computada pela tally F6, é dada por:

$$H_t = \frac{\rho_a}{m} \sigma_t H(E) \int dE \int dV \int dS N(\vec{r}, E, t) \quad \text{Eq. 2.27}$$

Onde, ρ_a representa a densidade atômica (átomos/barn*cm), m representa a massa do volume em questão (g), σ_t representa a seção de choque microscópica total (barn), e $H(E)$ corresponde a função de transferência de energia (MeV/colisão).

Percebe-se, portanto, que a tally F6 não considera o comportamento/interação individual de cada partícula, mas sim o comportamento médio das mesmas. Por este motivo, e por considerar a absorção local de energia dos elétrons secundários, em situações onde o equilíbrio de partículas carregadas não existe, ao se estimar a Dose Absorvida com esta tally, o resultado obtido pode não ser idôneo.

A função $H(E)$, tabulada em função da energia do fóton em questão, considera a energia média transferida ao meio para todos os possíveis tipos de interação, independentemente de qual venha a ser a próxima interação, sendo definida como a seguir:

$$H(E) = E - \sum_{i=1}^3 p_i(E) [\bar{E}_{i,out}(E)] \quad \text{Eq. 2.28}$$

Onde:

- $i=1$ → Espalhamento Compton;
- $i=2$ → Produção de Pares; $\bar{E}_{i,out}(E) = 2m_0c^2 = 1,022016 \text{ MeV}$;
- $i=3$ → Absorção Fotoelétrica; $\bar{E}_{i,out}(E) = 0$;
- $p_i(E)$ → Probabilidade de ocorrência da reação i para fóton incidente com energia E ;
- $\bar{E}_{i,out}(E)$ → Energia média do fóton resultante da reação i , devido a fóton incidente com energia E ;

Tally *F8

Esta tally não faz estimativas baseadas em “comprimentos de trilha”, mas considera o balanço de energia para o volume de interesse, ao computar a diferença de energia para cada partícula ao entrar e sair (ou ser absorvida) deste volume, sejam fótons ou elétrons. A tally F8 (sem o *) fornece a distribuição de pulsos de energia na célula de

interesse. Ao se adicionar o * à tally F8, a quantidade de pulsos em cada “bin” de energia é multiplicada pela energia correspondente ao bin, e a energia total em cada bin é somada, fornecendo assim a energia total depositada no volume, em MeV, por cada partícula individualmente.

Por considerar o processo de deposição de energia no volume de interesse para cada partícula individualmente, a tally *F8 fornece resultados idôneos mesmo em situações de falta de equilíbrio de partículas carregadas.

Para se comparar os resultados obtidos pelas tallys *F8 e F6, deve-se dividir o resultado obtido com a tally *F8 pela massa, em g, da célula utilizada. Alternativamente, pode-se multiplicar o resultado obtido com a tally F6 pela massa da célula, em g, atentando-se, em cada caso, às unidades resultantes, MeV/g e MeV, respectivamente para o primeiro e segundo caso.

2.7 ESPECTRO ENERGÉTICO DO ^{192}Ir

Como sugerido por RIVARD *et al.* (2010), o espectro do ^{192}Ir utilizado em todas as simulações desta pesquisa foi obtido no banco de dados NuDat, do National Nuclear Data Center (NNDC), desprezando emissões β e fótons com $E < 10 \text{ KeV}$ em <https://www.nndc.bnl.gov/nudat3/decaysearchdirect.jsp?nuc=192Ir&unc=NDS>.

Muitos autores utilizaram o mesmo espectro, desprezando as emissões β , uma vez que sua contribuição para dose, em distâncias maiores que 1 mm da fonte, é desprezível devido à sua quase total absorção no encapsulamento (GRANERO *et al.*, 2006, CASADO *et al.*, 2009, CHANDOLA *et al.*, 2011, CHANDOLA *et al.*, 2019, ROSSI *et al.*, 2018, BIDMESHKI *et al.*, 2014). Além disso, pelo mesmo motivo, energias inferiores a 10 KeV não são consideradas. O espectro resultante contém 39 linhas espectrais, de 61,49 KeV a 1378,50 KeV, energia média de 354,88 KeV, gerando a cada desintegração um total de 2,3003 fótons/(Bq*s). A Figura 2.6 mostra o espectro utilizado.

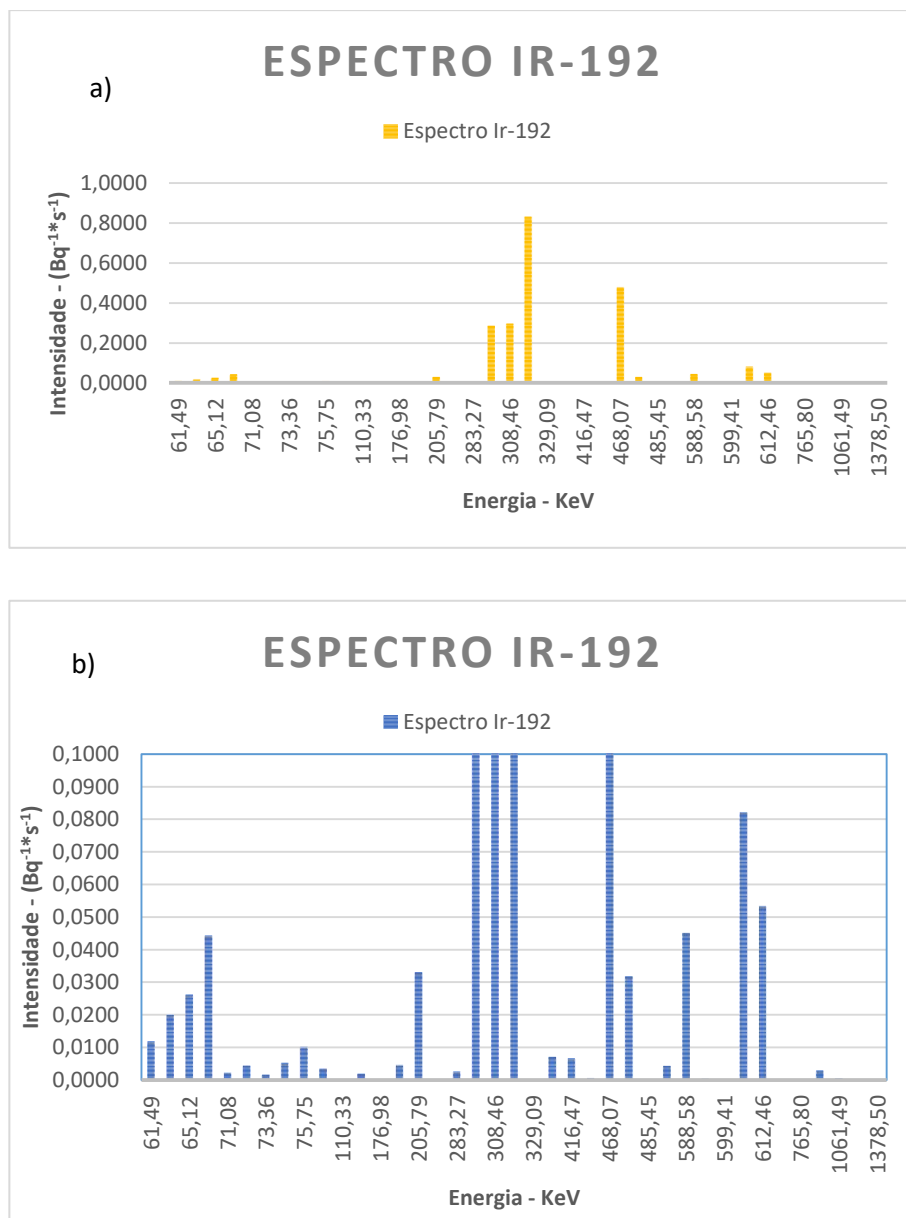


Figura 2.3.6: Espectro de ^{192}Ir obtido no banco de dados NuDat ($E > 10\text{KeV}$), a) mostrando os picos de maior emissão e, b) mostrando os picos de menor emissão de forma ampliada

2.8 DADOS E VALORES DE REFERÊNCIA

2.8.1 Dados relativos às Fontes

Todos os dados relativos às fontes, como geometria e composição, foram obtidos na página do Laboratório de Radioterapia da Universidade de Carleton (CLRP) no

endereço <https://physics.carleton.ca/clrp/seed_database>. O banco de dados presente neste endereço, além das fontes de ^{192}Ir para HDR e PDR, possui também informações sobre as fontes de ^{125}I , ^{169}Yb e ^{103}Pd . Para cada modelo de fonte, é indicada a origem da informação apresentada, permitindo a verificação dos dados. No caso das fontes utilizadas neste trabalho, os dados foram confirmados nos artigos indicados como referência das informações. As fontes utilizadas nesta pesquisa e as respectivas referências são: fonte BEBIG GI192M11 (GRANERO *et al.*, 2005); fonte GammaMed Plus (BELLESTER *et al.*, 2001); fonte Flexisource (GRANERO *et al.*, 2006); fonte microSelectron v.1 (WILLIAMSON and LI, 1995); fonte microSelectron v.2 (DASKALOV *et al.*, 1998); fonte Varisource VS2000 (ANGELOPOULOS *et al.*, 2000). A Tabela 2.9 resume algumas características das fontes utilizadas.

Tabela 2.9: Dados relativos ao design das fontes.

Modelo da fonte	Núcleo		Encapsulamento		
	Comprimento (mm)	Diâmetro Externo (mm)	Material	Espessura (mm)	Diâmetro Externo (mm)
microSelectron v.1	3,5	0,60	Aço Inoxidável 316L	0,25	1,1
microSelectron v.2	3,6	0,65	Aço Inoxidável 316L	0,125	0,9
BEBIG GI192M11	3,5	0,60	Aço Inoxidável 316L	0,15	1,0
GammaMed Plus	3,5	0,60	Aço Inoxidável 316L	0,10	0,9
Flexisource	3,5	0,60	Aço Inoxidável 304	0,09	0,85
Varisource VS2000	5,0 *	0,34	Níquel/Titânio	0,125	0,59

2.8.2 Dados relativos à Câmara Poço PTW T33005

Os dados relativos à câmara poço foram obtidos junto ao fabricante, mediante acordo de não divulgação firmado entre a PTW-Freiburg e a Universidade Federal do Rio de Janeiro. Os dados fornecidos compreendem geometria e composição de todas as partes da câmara e adaptador. Este acordo impede a divulgação de qualquer das informações fornecidas. As únicas informações que descrevo aqui são as de conhecimento público, haja visto serem retiradas do manual de instruções do produto.

A câmara PTW T33005 possui comunicação atmosférica, necessitando, portanto, ter seu sinal corrigido para a densidade do ar. Seu volume sensível é de 116 cm^3 e seu ponto nominal de medida para o ^{192}Ir é 95 mm abaixo da borda superior. Sua resposta nominal é de 125 fA/MBq. Sua tensão nominal pode variar entre $\pm(100 - 400) \text{ V}$. Apresenta corrente de fuga $< \pm 50 \text{ fA}$. A atividade máxima aceitável é de 4 TBq. Possui altura de 118 mm e os diâmetros de seu corpo e de sua base são 93 mm e 127 mm, respectivamente.

2.8.3 Certificados de calibração

Apenas na fase final das simulações para obtenção dos K_{SG} , é que se teve acesso a dois certificados da câmara PTW T33005, objeto de estudo desta pesquisa. Em um deles, pôde-se observar que, seguindo a recomendação do IPEM/NPL (Inglaterra), são fornecidos K_{SG} para os diferentes modelos de fontes. Estes K_{SG} são utilizados como referência para comparação e validação dos resultados obtidos. Além deste certificado, valores do coeficiente de calibração da câmara PTW T33005 também foram obtidos no trabalho de FIRMANSYAH *et al.* (2020). A Tabela 2.10 fornece os fatores de calibração da câmara PTW T33005, assim como os K_{SG} desta para as fontes utilizadas neste trabalho. O fator de correção para o adaptador, K_{ADP} , desempenha função semelhante aos K_{SG} , corrigindo, porém, as diferenças devidas ao uso de aplicador diferente do utilizado na calibração. Tendo o adaptador T33002.1.009 como referência, o K_{ADP} para o adaptador T33004.1.013, utilizado nesta pesquisa, é 1,019.

Tabela 2.10: Fatores de calibração e de correção para geometria da fonte para a câmara PTW T33005.

Modelo de fonte/adaptador	Certif. 01 K_{SG}	Certif. 01 $N_K (10^5 \text{ Gy/h}^*A)$	Certif. 02 $N_K (10^5 \text{ Gy/h}^*A)$	FIRMANSYAH <i>et al.</i> (2020) $N_K (10^5 \text{ Gy/h}^*A)$		
				RS-D	RS-F	RS-H
microSelectron v.1	1,0000	9,353	9,128	9,143	9,138	9,117
microSelectron v.2	1,0000					
BEBIG GI192M11	1,0000					
GammaMed Plus	0,9961					
Flexisource	1,0000					
Varisource VS2000	0,9829					

3 METODOLOGIA

3.1 DESENVOLVIMENTO DA PESQUISA

A Tabela 3.1 apresenta de forma sintética o desenvolvimento do trabalho em todas as suas fases. Nesta tabela, tomou-se como eixo estruturante de cada fase de desenvolvimento do trabalho, o objetivo almejado na fase em questão, apoiado nas bases teóricas descritas nos capítulos 1 e 2, anteriores. Como condições de contorno de cada respectiva fase, têm-se as limitações da própria, ou seja, até onde o trabalho de pesquisa pôde ser expandido/desenvolvido, até que o desenvolvimento da fase subsequente fosse imprescindível para se obter um resultado tangível. Por fim, a última coluna apresenta o que se obteve, como resultado relevante, na fase em questão, para dar continuidade à pesquisa nas fases subseqüentes. Desta forma, a Tabela 3.1 descreve, sinteticamente, a marcha do processo científico desenvolvido na pesquisa.

3.2 SÍNTESE TEÓRICA

O trabalho de SHIPLEY *et al.* (2015) foi tomado aqui, como principal referência teórica para o desenvolvimento da pesquisa. Desta forma, o presente trabalho de pesquisa consiste na aplicação da metodologia desenvolvida no referido trabalho, às fontes e câmara poço descritas na seção 1.3.

SHIPLEY *et al.* (2015) apresenta uma metodologia para determinação dos fatores de correção para geometria da fonte, K_{SG} , utilizando o método de Monte Carlo. No estudo, são obtidos K_{SG} para a câmara poço Standard Imaging 1000 Plus com adaptador 70010HDR (para conexão ao aparelho HDR e inserção da fonte de forma reprodutível) e seis diferentes modelos de fonte, Nucletron Microselectron v.1, Nucletron Microselectron v.2, BEBIG GI192M11, GammaMed Plus, Isodose Control Flexisource e Varian VariSource VS2000. Os K_{SG} são definidos como a seguir.

$$K_{SG} = \frac{[N_{kr}]_{hosp}}{[N_{kr}]_{calib}} \quad (\text{Eq. 3.1})$$

Onde, $[N_{kr}]_{hosp}$ e $[N_{kr}]_{calib}$ são os coeficientes de calibração para a câmara em questão, quando obtidos com os modelos de fonte presentes no hospital e no laboratório, respectivamente.

Para determinar os K_{SG} através do Método de Monte Carlo, SHIPLEY *et al.* (2015) primeiramente modelou em detalhes, no código EGSnrc, a câmara com o adaptador e cada modelo de fonte. A validação dos modelos de fonte foi obtida calculando-se dois parâmetros do TG-43, a função de dose radial, $g(r)$, e a constante de taxa de dose, Λ , para cada modelo, e comparando-os com os valores presentes no banco de dados do CLRP e também os dados publicados pelo HEBD working group. A validação do modelo da câmara foi alcançada comparando-se as curvas-resposta simuladas para três modelos de fonte, com seus valores experimentais típicos. Com os modelos validados, os K_{SG} foram calculados da forma a seguir.

$$K_{SG} = \frac{\left[\frac{K_{air,1m}}{D_{ch,max}} \right]_{hosp}}{\left[\frac{K_{air,1m}}{D_{ch,max}} \right]_{calib}} \quad (\text{Eq. 3.2})$$

Onde, $K_{air,1m}$ é o kerma no ar em um ponto sobre o plano transversal ao maior comprimento da fonte e que passa por seu centro, a 1 m do mesmo, por história simulada, $D_{ch,max}$ é a dose máxima calculada, computada sobre todo o volume de coleta da câmara, e os índices “hosp” e “calib” representam as fontes do hospital e do laboratório de calibração, respectivamente. $D_{ch,max}$ é considerada equivalente à carga gerada no volume sensível da câmara, sendo obtida no processo de levantamento das curvas-resposta para cada fonte. $K_{air,1m}$ foi determinado no vácuo, eliminando assim a necessidade de corrigir a atenuação e espalhamento que seriam gerados no ar.

A Tabela 3.2 apresenta uma análise comparativa entre a metodologia desenvolvida por SHIPLEY *et al.* (2015), e como ela foi aplicada na presente pesquisa.

Tabela 3.1: apresentação sintética do desenvolvimento do trabalho em todas as suas fases.

Fases de Desenvolvimento do trabalho	Eixo Estruturante	Condições de contorno	Premissas para a continuidade da pesquisa nas fases subsequentes
Fase 01	<ul style="list-style-type: none"> • Identificação do problema na rotina de trabalho do aluno/pesquisador na função de Físico Médico na área de braquiterapia HDR; • Desconhecimento de recomendações, seja por parte do fabricante, ou de protocolos nacionais e internacionais, quanto a correção do fator de calibração. 	<ul style="list-style-type: none"> • Pesquisa na literatura para validar ou consolidar as condicionantes existentes para correção do fator de calibração da câmara poço 	<ul style="list-style-type: none"> • Buscar evidências de validação/consolidação/novos parâmetros de que, para algumas câmaras poço, as correções poderiam ser significativas
Fase 02	<ul style="list-style-type: none"> • Pesquisa bibliográfica no tema do trabalho – ver capítulo 3; • Pesquisa de recursos metodológicos que pudessem criar um tecido de sustentação teórica, de tal modo a viabilizar conhecer as respostas dos equipamentos quanto aos fatores de correção destes; 	<ul style="list-style-type: none"> • Nesta fase, devido ao vasto leque de variáveis a considerar na pesquisa, a partir do conhecimento teórico e metodológico, eram inúmeras as condições de contorno; • Contudo, ao se deparar com o trabalho de SHIPLEY <i>et al.</i> (2015), o trabalho apresentou-se como de evolução factível. 	<ul style="list-style-type: none"> • A metodologia apresentada no estudo de SHIPLEY <i>et al.</i> (2015), tornou-se simples e clara, a ser reproduzida como principal ponto de referência teórica da presente pesquisa; • Necessidade de adequar os principais recursos metodológicos imprescindíveis a aplicação da metodologia supracitada.
Fase 03	<ul style="list-style-type: none"> • Definição dos principais recursos metodológicos necessários a aplicação da metodologia apresentada em SHIPLEY <i>et al.</i> (2015). 	<ul style="list-style-type: none"> • Na tabela 3.2 (seção 3.2), foi realizada uma análise comparativa da síntese teórica de SHIPLEY <i>et al.</i> (2015), com os parâmetros técnicos adotados no presente trabalho para desenvolvimento dos experimentos de modelagem computacional, tais como: câmara poço, fontes utilizadas, código computacional, energias de corte, n° 	<ul style="list-style-type: none"> • Apesar da metodologia clara e aplicável, SHIPLEY <i>et al.</i> (2015) não fornece os dados relativos ao modelo da câmara poço escolhida para o presente trabalho; • Obtenção de dados detalhados dos modelos das fontes, necessários à aplicação da metodologia supracitada.

		de histórias, e volumes de computação.	
Fase 04	<ul style="list-style-type: none"> Obtenção de dados relativos à câmara poço e às fontes, objetos desta pesquisa, necessários à aplicação da metodologia apresentada em SHIPLEY <i>et al.</i> (2015). 	<ul style="list-style-type: none"> Obtenção de todos os dados relativos às fontes em no site do - CRLP; Não disponibilidade na literatura dos dados necessários à construção do modelo da câmara poço, Source Check 4pi (T33005), no MCNPX. 	<ul style="list-style-type: none"> Necessidade do modelo para aplicação da metodologia apresentada em SHIPLEY <i>et al.</i> (2015); O insucesso na obtenção dos dados referentes à câmara poço (T33005) dentre a literatura disponível, levou-me a contatar o fabricante para solicita-los.
Fase 05	<ul style="list-style-type: none"> Solicitação dos dados relativos ao modelo da câmara-poço junto ao fabricante. 	<ul style="list-style-type: none"> Obtenção dos dados do modelo da câmara poço sob condição de confidencialidade, mediante acordo de não-divulgação. 	<ul style="list-style-type: none"> Posse dos dados necessários à criação dos modelos, tanto das fontes, quanto da câmara poço.
Fase 06	<ul style="list-style-type: none"> Modelagem das fontes mencionadas na seção 1.3, no MCNPX, a partir dos dados dos modelos encontrados no site do CRLP. 	<ul style="list-style-type: none"> Registra-se aqui o êxito na modelagem das fontes. 	<ul style="list-style-type: none"> Necessidade de validar os modelos construídos no MCNPX, de modo que sejam representantes idôneos das fontes, evitando assim que a pesquisa seja direcionada, a partir da presente fase, a resultados equivocados e/ou nulos.
Fase 07	<ul style="list-style-type: none"> Validação dos modelos construídos no MCNPX, correspondentes às fontes utilizadas nesta pesquisa, através de simulações para obtenção dos parâmetros do TG-43. 	<ul style="list-style-type: none"> Os parâmetros do TG-43, obtidos nas simulações, apresentaram excelente concordância com seus valores de referência. 	<ul style="list-style-type: none"> A confirmação da idoneidade dos modelos das fontes, construídos no MCNPX, levou-me a fase seguinte: construção do modelo da câmara poço PTW T33005 no MCNPX.
Fase 08	<ul style="list-style-type: none"> Construção do modelo da câmara poço, PTW T33005, no MCNPX, em detalhes, a partir dos dados fornecidos pelo fabricante. 	<ul style="list-style-type: none"> Registra-se aqui o êxito na modelagem da câmara poço. 	<ul style="list-style-type: none"> Necessidade de validar o modelo construído no MCNPX, de modo que seja representante idôneo da câmara PTW T33005, evitando assim que a pesquisa seja direcionada, a partir da

			presente fase, a resultados equivocados e/ou nulos.
Fase 09	<ul style="list-style-type: none"> Validação do modelo da câmara poço construído no MCNPX através de: i) obtenção das curvas de resposta da câmara poço para cada fonte e, ii) cálculo dos fatores de calibração, $^{MC}N_k$, através dos resultados das simulações. 	<ul style="list-style-type: none"> O levantamento das curvas de resposta levou a resultados incompatíveis com a experiência do aluno/pesquisador; A obtenção dos $^{MC}N_k$ depende da definição do ponto de máxima resposta nas curvas de resposta, o que foi impossibilitado pelos resultados obtidos. 	<ul style="list-style-type: none"> A validação do modelo construído no MCNPX, relativo à câmara poço, depende da resolução/compreensão das causas do comportamento anômalo observado nas curvas de resposta.
Fase 10	<ul style="list-style-type: none"> Investigação das causas do comportamento anômalo, observado nas curvas de resposta obtidas, através de duas abordagens: i) comparação das curvas obtidas ao se acompanhar apenas fótons, com as curvas obtidas na fase 09, onde se acompanhou também elétrons nas simulações, e ii) simplificação do modelo simulado de forma a discernir se o comportamento era devido ao modelo ou devido ao código MCNPX. 	<ul style="list-style-type: none"> Utilizando apenas fótons na simulação, os resultados obtidos se mostraram condizentes com o esperado e experiência do aluno/pesquisador; Mesmo ao simplificar o modelo ao máximo, tanto no que diz respeito à geometria quanto à sua composição, as anomalias no resultado, quando se acompanha elétrons, se mantiveram, indicando que sua causa estava no MCNPX e não no modelo em si; Constatação de que o comportamento anômalo era minimizado pela redução do erro relativo (incerteza estatística), alcançado pelo aumento no número de histórias. 	<ul style="list-style-type: none"> A constatação da causa do comportamento anômalo, e definição da medida de mitigação a ser adotada, me levou a fase seguinte na aplicação da metodologia apresentada por SHIPLEY <i>et al.</i> (2015) na presente pesquisa.
Fase 11	<ul style="list-style-type: none"> Obtenção de novas curvas de resposta com $NPS=1 \times 10^9$ (número de 	<ul style="list-style-type: none"> As curvas de resposta obtidas, dentro das incertezas estatísticas, 	<ul style="list-style-type: none"> De posse dos resultados obtidos no levantamento das curvas de resposta, restava, para realizar o item ii) da Fase

	histórias), de modo a conseguir $R \leq 0,0015$ (incerteza estatística).	apresentaram comportamento compatível com o esperado.	09, calcular o K_R para cada uma das fontes de ^{192}Ir utilizadas neste trabalho.
Fase 12	<ul style="list-style-type: none"> Obtenção do K_R cada modelo de fonte utilizada neste trabalho. 	<ul style="list-style-type: none"> A definição do volume para computo do o Kerma no ar, a 1m do centro das fontes, mostrou-se de grande importância; Por fim, um toróide de seção retangular com 2,0 cm de altura e 1,0 cm de espessura, com 1,0 m de raio, composto por ar atmosférico, centrado na fonte e no vácuo, foi escolhido como volume para computação do Kerma. 	<ul style="list-style-type: none"> De posse dos resultados obtidos no levantamento das curvas de resposta e do K_R, para cada modelo de fonte, era possível calcular os $^{MC}N_k$ para cada modelo, concluindo a validação do modelo da câmara poço construído no MCNPX.
Fase 13	<ul style="list-style-type: none"> Cálculo dos $^{MC}N_k$. 	<ul style="list-style-type: none"> O cálculo dos $^{MC}N_k$ revelou, em média, valores aproximadamente 4,7% menores que os de referência. 	<ul style="list-style-type: none"> Dada a complexidade do sistema modelado, a diferença absoluta de 4,7% foi considerada satisfatória; Como o cálculo dos K_{sg}, por definição, consiste na razão de dois N_k, qualquer erro sistemático na obtenção destes não influenciarão, em princípio, na obtenção dos primeiros, permitindo, assim, que se avançasse para a fase seguinte.
Fase 14	<ul style="list-style-type: none"> Cálculo dos K_{sg}. 	<ul style="list-style-type: none"> Ao calcular os K_{sg} para cada fonte de ^{192}Ir considerada neste estudo, e compará-los com os valores de referência, a concordância foi excelente! 	

Tabela 3.2: Análise comparativa resumida dos parâmetros adotados entre SHIPLEY *et al.* (2015) e a presente pesquisa.

	SHIPLEY <i>et al.</i> (2015)	Este trabalho
Câmara Poço	Standarg Imaging HDR 1000Plus	<i>SourceCheck 4 PiTM</i> – T33005; <i>PTW-Freiburg</i>
Código computacional	<i>cavit</i> /EGSnrc (release V4-r2-2-5)	MCNP (versão X)
Energias de corte (ECUT)	Fótons – 1keV Elétrons – 5keV	Fótons – 1keV Elétrons – 1keV
Nº de histórias	1E9	1E9
Fontes de Ir-192	Flexisource; microSelectron-V1 (classic); microSelectron-V2; GammaMed Plus; Varian VariSource VS2000; BEBIG E SGI192M11	Flexisource; microSelectron-V1 (classic); microSelectron-V2; GammaMed Plus; Varian VariSource VS2000; BEBIG E SGI192M11
Espectro utilizado	Decay Data Evaluation Project - DDEP	NuDat (E>10 KeV; sem β)
Formalismo	$k_{sg} = \frac{\left[\frac{K_R}{D_{pos.máx}} \right]_{hosp}}{\left[\frac{K_R}{D_{pos.máx}} \right]_{calib}}$	$k_{sg} = \frac{\left[\frac{K_R}{D_{pos.máx}} \right]_{hosp}}{\left[\frac{K_R}{D_{pos.máx}} \right]_{calib}}$
D _{pos.máx}	Valor obtido no máximo da curva de ajuste polinomial segunda ordem	Valor obtido na posição central da câmara (posição nominal de medida)
Obtenção de K _R	Plano circular (1 cm de raio) no vácuo a 1m	Anel centrado na fonte, com 1,0 cm de espessura e 2,0 cm de altura, formado pela interseção de duas esferas e um cone

Fonte: Elaboração própria

A biblioteca de seções de choque do MCNPX, utilizada em todas as simulações nesta pesquisa, foi a ENDF/B-VI Release 8.

3.3 MODELAGEM DAS FONTES DE IR-192

As fontes foram modeladas no MCNPX, obedecendo cada detalhe geométrico de seus designs, assim como sua composição. Abaixo apresento a descrição de cada fonte, indicando o trabalho de referência onde as informações foram confirmadas. Em todas é considerado que a distribuição de ^{192}Ir (radioativo) é uniforme no núcleo de Irídio metálico. O maior eixo das fontes está sobre o eixo z do sistema de coordenadas com o centro do núcleo de Irídio na origem do mesmo (0,0,0).

3.3.1 MicroSelectron-v1 (classic) – (WILLIAMSON, J. F., LI, Z., 1995)

Esta fonte consiste de um núcleo cilíndrico de Irídio metálico com densidade $22,42 \text{ g/cm}^3$, comprimento de 3,5 mm e diâmetro de 0,6 mm, contido numa cápsula de aço AISI 316L (fração por peso, Mn - 2%, Si - 1%, Cr - 19%, Ni - 10% e Fe - 68%) com diâmetro externo 1,1 mm. A parte distal (superior) do encapsulamento é modelada por uma semiesfera de 0,55 mm de raio, deslocada 1,755 mm do centro da mesma. O cabo da fonte foi modelado como uma extensão da cápsula com 4,5 mm a partir do centro da fonte. Encapsulamento e cabo foram modelados com densidade de $8,02 \text{ g/cm}^3$. A Figura 3.1 abaixo, mostra a representação desta fonte no MCNP.

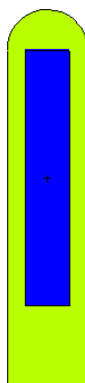


Figura 3.1: Representação do modelo da fonte microSelectron v.1 construído no MCNPX.

3.3.2 MicroSelectron-v.2 – (DASKALOV *et al.* 1998)

Esta fonte consiste de um núcleo cilíndrico de Irídio metálico com densidade $22,42 \text{ g/cm}^3$, comprimento total de 3,6 mm e diâmetro de 0,65 mm, contido numa cápsula de aço AISI 316L (fração por peso, Mn - 2%, Si - 1%, Cr - 17%, Ni - 12% e Fe - 68%) com diâmetro externo 0,9 mm. DASKALOV *et al.* (1998) modelou as bordas arredondadas do núcleo através da intersecção do cilindro principal com um cone circular. Neste trabalho de pesquisa, o núcleo de Irídio foi modelado com as bordas arredondadas, utilizando-se esferas ao invés de cones, conforme a descrição apresentada em DASKALOV *et al.* (1998). A extremidade distal (superior) da fonte é modelada por uma semiesfera de 0,45 mm de raio deslocada 1,55 mm do centro da mesma, resultado numa espessura superior do encapsulamento de 0,2 mm. A parte proximal (inferior) do encapsulamento se estende inferiormente 0,7 mm, a partir da face inferior do núcleo, e possui sua borda modelada por um cone de angulo interno de $67,4^\circ$. O cabo, também constituído de aço inoxidável AISI 316L, possui diâmetro externo de 0,7 mm e foi modelado com uma extensão de 2 mm. Encapsulamento e cabo possuem densidades de $8,02 \text{ g/cm}^3$ e $4,81 \text{ g/cm}^3$, respectivamente. A Figura 3.2 abaixo, mostra a representação desta fonte no MCNP.



Figura 3.2: Representação do modelo da fonte microSelectron v.2 construído no MCNPX.

3.3.3 Flexisource - (GRANERO *et al.*, 2006)

Esta fonte consiste de um núcleo cilíndrico de Irídio metálico com densidade 22,42 g/cm³, comprimento total de 3,5 mm e diâmetro de 0,6 mm, contido numa cápsula de aço AISI 304 (fração por peso, Mn - 2%, Si - 1%, Cr - 19%, Ni - 10%, C - 0,08% e Fe - 67,92%) com diâmetro externo 0,85 mm. O núcleo foi modelado no interior de uma cavidade oca na cápsula, com um espaçamento de 0,05 mm entre este e o encapsulamento. A parte distal (superior) do encapsulamento foi modelada como um cilindro com 0,85 mm de diâmetro e 0,65 mm de altura, e sua borda formada pela intersecção com um cone de ângulo interno de 132,8°, com vértice 2,476 mm acima do centro. A parte proximal do encapsulamento (inferior) foi modelada como seção cônica de 0,4 mm de altura e ângulo interno de 48°. O cabo da fonte foi modelado como um cilindro de 0,5 mm de diâmetro e comprimento de 5 mm, também constituído de aço inoxidável AISI 304. Cápsula e cabo possuem densidades de 8,0 g/cm³. A Figura 3.3 abaixo, mostra a representação desta fonte no MCNP.

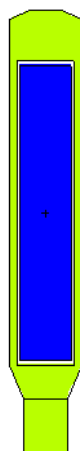


Figura 3.3: Representação do modelo da fonte Flexisource construído no MCNPX.

3.3.4 GammaMed Plus – (BALLESTER *et al.*, 2001)

Esta fonte consiste de um núcleo cilíndrico de Irídio metálico com densidade 22,42 g/cm³, comprimento total de 3,5 mm e diâmetro de 0,6 mm, contido numa cápsula de aço inoxidável AISI 316L (fração por peso, Mn - 2%, Si - 1%, Cr - 17%, Ni - 12% e Fe - 68%) com diâmetro externo 0,9 mm e densidade de 7,8 g/cm³. O núcleo foi modelado no

interior de uma cavidade oca na cápsula, com espaçamentos de 0,1 mm e 0,05 mm, respectivamente em suas partes distal (superior) e lateral. A parte distal do encapsulamento é composta por um cone com ângulo interno de 136° , seguida de um cilindro de 0,9 mm de diâmetro, totalizando 0,62 mm do vértice do cone até a cavidade. A parte proximal do encapsulamento é composta de um cilindro de 0,9 mm de diâmetro com comprimento de 0,3 mm. O cabo da fonte foi modelado como um cilindro com 0,9 mm de diâmetro e comprimento de 6 cm, constituído de aço inoxidável AISI 304, com densidade de $5,6 \text{ g/cm}^3$. A Figura 3.4 abaixo mostra a representação desta fonte no MCNPX.

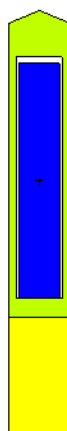


Figura 3.4: Representação do modelo da fonte GammaMed Plus construído no MCNPX.

3.3.5 BEBIG GI192M11 – (GRANERO *et al.*, 2005)

Esta fonte foi modelada com um núcleo cilíndrico de Irídio metálico com densidade $22,42 \text{ g/cm}^3$, quando deveria ter sido modelada como uma liga de 70% de Ir e 30% de Pt com densidade $21,76 \text{ g/cm}^3$. Esta diferença, contudo, não resultou em diferenças significativas, como ficará evidente na apresentação dos resultados. Com comprimento total de 3,5 mm e diâmetro de 0,6 mm, o núcleo está contido numa cápsula de aço inoxidável AISI 316L (fração por peso, Mn - 2%, Si - 1%, Cr - 17%, Ni - 12% e Fe – 68%) com diâmetro externo 1,0 mm e densidade de $7,8 \text{ g/cm}^3$. A parte oca, no interior da qual o núcleo se encontra, consiste de um cilindro de 3,5 mm de comprimento e 0,7 mm de diâmetro, justaposto em sua parte proximal (inferior) a um cone com ângulo interno de 120° e altura de 0,2 mm. O núcleo cilíndrico foi modelado justaposto à parte distal (superior) da cavidade. A parte superior do encapsulamento possui comprimento de 0,84

mm e a inferior 0,55 mm, contados a partir do início da parte cônica. O cabo da fonte foi modelado como um cilindro de 1,0 mm de diâmetro e comprimento de 6 cm, constituído de aço inoxidável AISI 316L, com densidade de 6,9 g/cm³. A Figura 3.5 abaixo mostra a representação desta fonte no MCNPX.

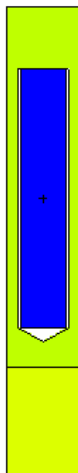


Figura 3.5: Representação do modelo da fonte BEBIG GI192M11 construído no MCNPX.

3.3.6 Varisource VS2000 – (Angelopoulos *et al* 2000)

Esta fonte consiste de dois segmentos cilíndricos de ¹⁹²Ir metálico (densidade de 22,42 g/cm³), justapostos, com diâmetro de 0,34 mm e comprimento 2,5 mm cada, encapsulados numa liga de Ni/Ti com percentual em massa de 55,6% e 44,4%, respectivamente. As bordas dos segmentos são compostas de semiesferas de mesmo diâmetro que a parte cilíndrica destes. O encapsulamento tem diâmetro externo de 0,59 mm e sua borda distal (superior) é composta por semiesfera de igual diâmetro. A distância do limite distal do encapsulamento ao segmento mais próximo é de 1,0 mm. O cabo é considerado como sendo de mesma composição e densidade do encapsulamento e se estende por 5,0 cm a partir do centro da fonte. O comprimento ativo total é de 5,0 mm. A figura 3.5 abaixo mostra a representação desta fonte no MCNPX.



Figura 3.6: Representação do modelo da fonte Varisource VS2000 construído no MCNPX.

3.4 VALIDAÇÃO DOS MODELOS DAS FONTES CONSTRUÍDOS NO MCNPX

Para que a pesquisa não fosse direcionada a resultados equivocados, fez-se necessário validar os modelos construídos no MCNPX através da comparação de valores simulados com suas referências, obtidas na literatura. Os parâmetros do TG-43 são a escolha natural neste caso, uma vez que são dependentes de aspectos geométricos e também da composição dos materiais representados. Assim, a constante de taxa de dose (Λ), a função de dose radial ($g(r)$), e a função anisotropia ($F(r,\theta)$) foram obtidas por simulação. A seguir é descrito como esses parâmetros foram obtidos.

3.4.1 Função de Dose Radial – $g(r)$

Para a obtenção da função de dose radial, as fontes foram modeladas no centro de uma esfera de água. O diâmetro da esfera foi escolhido de modo a coincidir com o utilizado nos respectivos trabalhos tomados como referência, variando entre 30 cm e 80 cm. Nestas esferas, sobre o plano transversal que passa pelo centro das fontes (plano $z = 0$), foram definidos toróides circulares centrados nas mesmas, constituídos do mesmo material que a esfera. Toróides circulares são sólidos tridimensionais com formato aproximado de câmaras de ar (de pneus), sendo caracterizados por dois parâmetros, a

distância do centro do tubo ao centro do toro (R), e o raio do tubo (r') (Figura 3.7. Desta forma, R equivale a r de $g(r)$. Assim, toróides com R variando entre 0,2 cm e 20,0 cm foram definidos e utilizados como “detectores” para computo da dose absorvida.

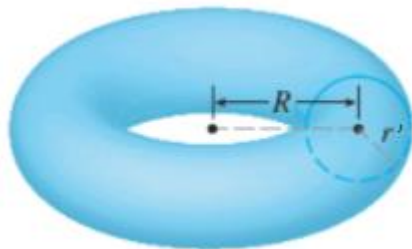


Figura 3.7: Representação de um toróide circular com seus parâmetros R e r' .

O parâmetro r' foi escolhido em cada toróide, buscando-se um equilíbrio entre incerteza estatística e erros devido ao efeito de média volumétrica, já que respondem de forma inversa a este mesmo parâmetro. Em regiões muito próximas à fonte existe um alto gradiente de dose, sendo necessário um detector de volume reduzido afim de minimizar o efeito de média volumétrica. Já em regiões distantes da fonte, a intensidade do campo radioativo é pequena e, portanto, detectores de maior volume são importantes para que a incerteza estatística, a qual varia com $1/(N)^{1/2}$ (N = número de partículas incidentes), seja pequena. Diante disto, a abordagem utilizada neste estudo foi a de fazer com que todos os triângulos formados pelos catetos R , r' , de cada toróide, sejam triângulos retângulos, sendo desta forma também triângulos semelhantes. Assim, escolhendo-se, para os toróides mais próximos da fonte, um valor de r' tal que se estabeleça um balanço adequado entre os efeitos de média volumétrica e incerteza estatística, este balanço se manterá em todas as distâncias R . O toróide mais próximo tinha parâmetros $R = 0,2$ cm e $r' = 0,001$ cm, e o mais distante $R = 20$ cm e $r' = 0,1$ cm.

Nestas simulações não foram acompanhados elétrons, apenas fótons (MODE P), e foi utilizada a Tally F6:P, a qual computa a energia deposita em uma célula, ou seja, o kerma [MeV/g]. Uma vez que para o espectro energético do ^{192}Ir , o equilíbrio eletrônico se estabelece em distâncias inferiores a 1,0 mm (DASKALOV *et al.*, 1998, GRANERO *et al.*, 2005), e o kerma radiativo é desprezível, a equivalência entre kerma total e dose absorvida se faz verdadeira. Com a dose absorvida determinada em cada distância r , foi

possível construir a função $g(r)$ a partir de sua definição matemática (equação 2.22), para cada modelo de fonte. A densidade da água utilizada nas simulações foi de $0,998 \text{ g/cm}^3$, conforme recomendado pelo TG-43U1 (RIVARD *et al.*, 2004). Nestas simulações foram utilizadas entre 7×10^6 e 2×10^7 histórias.

3.4.2 Constante de Taxa de Dose - Λ :

Para obtenção da constante de taxa de dose, as fontes foram modeladas no centro de uma esfera de ar com raio 5,0 m. A composição e densidade do ar simulado foram as recomendadas pelo TG-43U1 (RIVARD *et al.*, 2004), $0,0012 \text{ g/cm}^3$ e percentual em massa de 0,0732% H, 0,0123% C, 75,0325% N, 23,6077% O, e 1,2743% Ar, correspondentes a ar com 40% de humidade relativa à pressão de 101,325 kPa e temperatura 22 °C.

Da mesma forma que para obtenção da função de dose radial, vários toróides centrados na fonte, com mesma composição do meio, foram criados para computo do kerma (K) utilizando a Tally F6:P. Os valores de R e r' variaram entre 10,0 cm e 100,0 cm e entre 0,02 cm e 0,2 cm, respectivamente. Através de uma regressão linear de $K.R^2 \times R$, obtve-se $K.R^2$ no limite $R \rightarrow 0$, onde a influência da atenuação e espalhamento são retiradas, o que corresponde a S_K . Os pontos correspondentes a distâncias maiores que 70 cm não foram incluídos na regressão. Assim, com a dose no plano transversal a 1,0 cm do centro da fonte $[\dot{D}(r_0, \theta_0)]$, obtida nas simulações para obtenção da função de dose radial, calculou-se Λ a partir de sua definição (Equação 2.23), para cada modelo de fonte. Nestas simulações não foram acompanhados elétrons, apenas fótons (MODE P). Entre $7,5 \times 10^6$ e $1,5 \times 10^7$ histórias foram utilizadas.

3.4.3 Função Anisotropia - $F(r, \theta)$

Para obtenção da função anisotropia, as fontes foram modeladas no centro de esferas de água com diâmetros entre 30 cm e 80 cm, e densidade $0,998 \text{ g/cm}^3$, como recomenda o TG-43U1 (RIVARD *et al.*, 2004). Toróides circulares de mesma composição que o meio, centrados no eixo Z, porém sobre diferentes planos perpendiculares a este eixo (planos $Z = z_1, z_2, z_3, \dots$), foram construídos. A definição do valor R e do ângulo entre qualquer ponto no centro do tubo e a origem do sistema de

coordenadas (centro da fonte), para cada toróide, foi feita de forma que correspondessem a r e θ da função $F(r, \theta)$. Desta forma, conjuntos de toróides que partilham o mesmo valor de r (R), porém que variam o valor θ de 2° a 178° , foram estabelecidos. Com a energia depositada nestes toróides, foi possível calcular a função anisotropia, a partir de sua definição matemática. A relação entre R e r' para toróides com o mesmo valor de θ , segue a mesma lógica estabelecida anteriormente (seção 3.4.1), ou seja, estes toróides apresentam o mesmo ângulo sólido quando vistos do centro da fonte. Os valores de R e r' variaram entre 0,25 cm e 5,0 cm, e entre 0,001 cm e 0,02 cm, respectivamente. Nestas simulações foram acompanhados apenas fótons (MODO P) e o número de histórias variou entre $1,5 \times 10^7$ e $2,5 \times 10^7$.

3.5 MODELAGEM DA CÂMARA POÇO (PTW TN33005) E ADAPTADOR (T33004.1.013)

Os modelos da câmara poço PTW TN33005 e adaptador T33004.1.013, uma vez que foram fornecidos mediante acordo de não divulgação, firmado entre a Universidade Federal do Rio de Janeiro e o fabricante, não podem ser descritos neste trabalho de pesquisa. No entanto, a modelagem seguiu os mesmos padrões utilizados na construção dos modelos das fontes, ou seja, todos os detalhes geométricos foram incluídos nos modelos construídos MCNPX, e todos os materiais constituintes tiveram sua composição perfeitamente representadas, assim como suas densidades.

3.6 VALIDAÇÃO DO MODELO DA CÂMARA POÇO E ADAPTADOR

Da mesma forma que para os modelos das fontes, se faz necessária a validação do modelo da câmara construído no MCNPX, de modo que este seja representante idôneo da câmara PTW T33005.

A validação deste modelo, conforme metodologia apresentada em SHIPLEY *et al.* (2015), tinha como principal via, a comparação entre as curvas-resposta obtidas por simulação, e as curvas-resposta típicas deste detector, obtidas experimentalmente. No entanto, a indisponibilidade desta câmara no momento da realização da pesquisa, com o propósito de realizar medidas com algum dos modelos de fonte aqui utilizados, impossibilitou esta via. Uma via secundária para validação deste modelo é a comparação

dos fatores de calibração para taxa de kerma no ar de referência obtidos nas simulações ($^{MC}N_K$), com seus valores típicos (N_K), obtidos experimentalmente. Valores reais do N_K para o modelo TN33005 foram obtidos na literatura, e também com o representante do fabricante no país. Logo, a validação se deu pela segunda via, comparando-se os N_K obtidos por simulação e seus valores experimentais típicos.

O N_k é definido como a razão da *taxa de kerma no ar de referência* pela máxima resposta da câmara. Logo, a obtenção dos $^{MC}N_k$ requer a determinação da posição de máxima resposta da câmara (seção 3.2), ou seja, obtenção das curvas-resposta, assim como também a *taxa de kerma no ar de referência*, $^{MC}K_R$, para cada modelo de fonte.

3.6.1 Obtenção das Curvas-Resposta

Para obter as curvas-resposta, cada uma das fontes teve seu modelo (previamente validado) posicionado no interior do modelo da câmara (câmara + adaptador) construído no MCNPX. Simulações acompanhando fótons e elétrons (MODO P E), para obter a energia depositada no volume sensível da câmara, foram realizadas em diversas posições no entorno da posição nominal de medida, utilizando-se a tally *F8, a qual considera a deposição de energia por elétrons secundários. Nestas simulações, o modelo da câmara foi representado no centro de uma esfera de raio igual a 52,0 cm, composto por ar (segundo a recomendação do TG-43U1), e apoiada sobre uma base circular de acrílico ($\rho = 1,18 \text{ g/cm}^3$ e composição $\text{C}_5\text{H}_2\text{O}_8$) com raio igual a 50,0 cm e espessura igual a 1,0 cm, de modo a representar as condições reais de utilização da câmara. A mudança de posição das fontes no interior da câmara foi realizada através de transformações *TR, onde cada transformação alterava apenas a posição vertical (Z) da fonte. O número de histórias nestas simulações variou entre 10^7 e 10^9 histórias.

Conforme será discutido na seção 4.2.1, as curvas resposta obtidas apresentaram um comportamento pouco plausível fisicamente. Para avaliar as possíveis causas para este comportamento, duas abordagens foram seguidas. A primeira consistia em seguir apenas fótons (MODO P) e computar a energia absorvida no volume sensível utilizando-se a tally F6:P, substituindo-se os modelos de fontes por uma fonte pontual, mantendo-se, entretanto, todos os outros parâmetros inalterados. Na segunda abordagem, o modelo da câmara foi simplificado, sendo representado por um cilindro circular oco, com

espessura e altura equivalentes ao volume sensível da mesma. Este cilindro, assim como o meio em que se encontra, eram compostos de ar com a composição recomendada pelo TG-43U1. No entanto, a densidade do ar no cilindro variou nestas simulações, assumindo os valores de $\rho = 0,0012 \text{ g/cm}^3$ e $0,01 \text{ g/cm}^3$, assim como o número de histórias, tendo variado entre 10^7 e 3×10^8 . Nesta abordagem, a base de acrílico não foi considerada nas simulações.

3.6.2 Determinação da taxa de kerma no ar de referência – K_R

Seguindo a metodologia apresentada por SHIPLEY *et al.* (2015), a taxa de kerma no ar a 1,0 m da fonte foi determinada no vácuo, eliminando a necessidade de corrigir o efeito da atenuação e espalhamento. Cada fonte foi representada no centro de uma esfera de vácuo, com um anel de ar (densidade e composição recomendadas no TG-43U1) com 1,0 cm de espessura e 2,0 cm de altura, centrado na fonte. Este anel foi formado pela intersecção de duas esferas, com raios 99,5 cm e 100,5 cm, e um cone. O cone, com ângulo interno de $178,854^\circ$, foi especificado de forma que, a 100,0 cm de seu centro (centro da fonte) no plano transversal a seu eixo (eixo Z), a distância entre suas duas folhas fosse 2,0 cm. Para cada uma das fontes, o kerma foi computado neste volume de detecção utilizando-se a tally F6:P. Para avaliar a influência da espessura deste anel nos resultados, outra simulação foi realizada (apenas para a fonte Flexisource), alterando-se, contudo, os raios das esferas para 99,75 cm e 100,25 cm. Em todas estas simulações foram acompanhados apenas fótons (MODE P), sendo seguidas um total de 10^9 histórias.

3.6.3 Cálculo dos $^{MC}N_k$

De posse do K_R , obtido conforme descrito na seção 3.6.2, e da energia depositada no volume sensível com a fonte na posição adotada como referência, obtida nas simulações para obtenção das curvas-resposta (seção 3.6.1), foi possível calcular os $^{MC}N_K$ para cada modelo de fonte, conforme a equação 3.3, abaixo.

$$^{MC}N_k [Gy/A \cdot h] = \frac{K_R [MeV/g \cdot part] \cdot 3600 [s/h] \cdot 1000 [g/kg] \cdot W_{ar} [J/C]}{E_{VS} [MeV/part]} \quad (\text{Eq. 3.3})$$

Onde, K_R (MeV/g.part) é o kerma no ar a 1,0 m de distância do cento da fonte; $W_{ar} = 33,97$ J/C é o fator que fornece a energia necessária, em J, para gerar 1,0 C de carga no ar; E_{vs} (MeV/part) é a energia depositada no volume sensível da câmara; 3600 (s/h) é o fator de conversão de horas para segundo; e 1000 (g/Kg) é o fator de conversão de quilogramas para grama. Desta forma, a unidade resultante para $^{MC}N_K$ é $Gy.A^{-1}.h^{-1}$.

3.7 CÁLCULO DOS K_{SG}

De posse dos $^{MC}N_k$ para cada um dos modelos de fonte, foi possível utilizar a equação 3.1 para calcular os K_{SG} .

3.8 INCERTEZAS

Neste trabalho de pesquisa, apenas a incerteza estatística que acompanha os resultados das simulações, resultante da natureza estocástica do método de Monte Carlo, foi considerada. Outras fontes de incerteza, como as provenientes das bibliotecas de seção de choque e incertezas geométricas nas fontes e câmara, não são levadas em consideração nos resultados obtidos.

A propagação das incertezas estatísticas que acompanham os resultados obtidos nas simulações, quando aplicável, é realizada segundo a equação 3.4. Sendo $u = f(x, y)$, a incerteza em u , devida às incertezas em x e y é dada por:

$$\sigma_u = \left\{ \left[\left(\frac{\partial f}{\partial x} \right) \cdot (\sigma_x) \right]^2 + \left[\left(\frac{\partial f}{\partial y} \right) \cdot (\sigma_y) \right]^2 \right\}^{1/2} \quad (\text{Eq.3.4})$$

onde, σ_i corresponde à incerteza na variável i , $\partial f/\partial x$ e $\partial f/\partial y$ são as derivadas parciais de f em relação a x e y , respectivamente.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 VALIDAÇÃO DOS MODELOS DAS FONTES

4.1.1 Função de Dose Radial – $g(r)$

A Figura 4.1 mostra os planos XZ ($Y=0$) e XY ($Z=0$) da geometria utilizada para determinação da função de dose radial. Pode-se observar nesta figura, além do modelo da fonte GammaMed Plus posicionado no centro da esfera de água, os toróides utilizados como detectores para o kerma/dose. O critério de manter o efeito de média volumétrica suficientemente baixo nos resultados obtidos, pode ser percebido na parte a) desta figura, onde ficam evidentes as diminutas dimensões das seções transversas dos toróides em comparação com as dimensões da fonte.

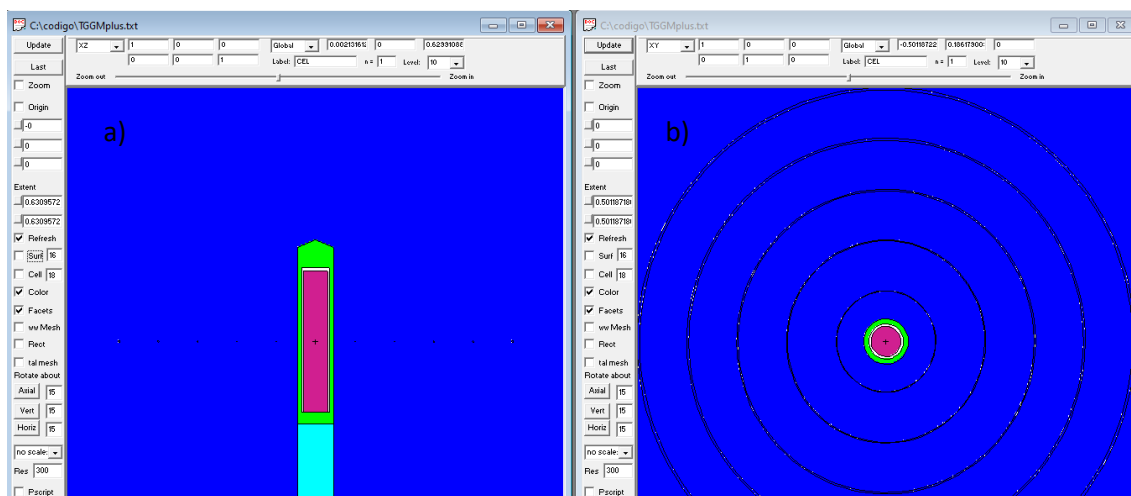
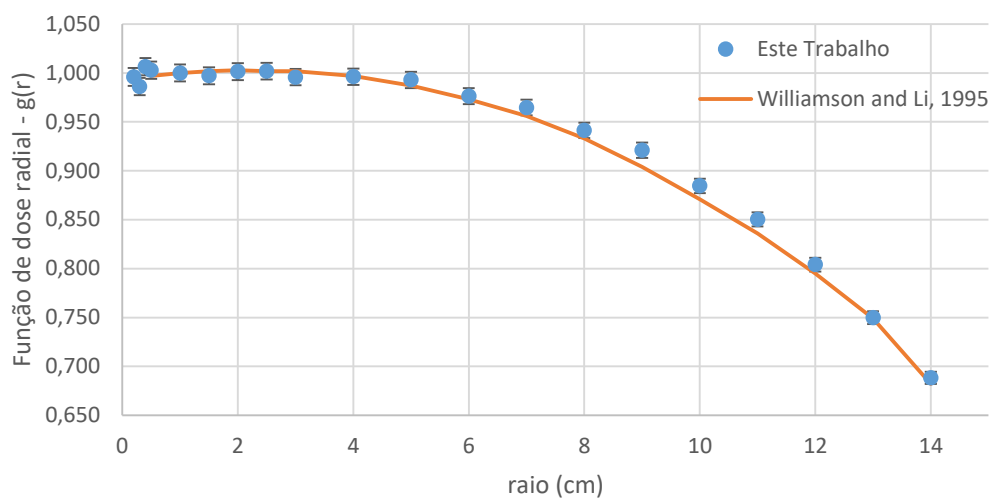


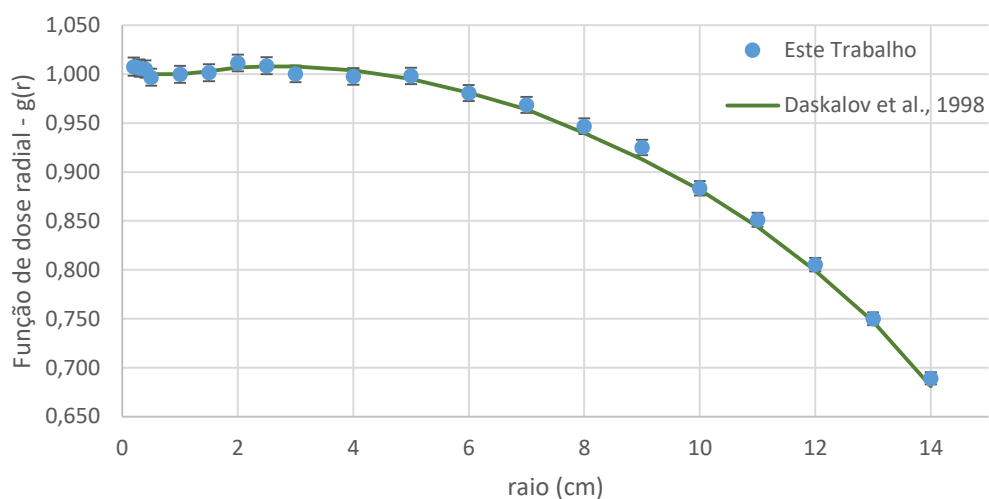
Figura 4.1: geometria utilizada nas simulações para obtenção da função de dose radial – $g(r)$; a) plano $Y=0$; b) plano $Z=0$.

A função de dose radial obtida nas simulações para cada modelo de fonte, juntamente com seus valores de referência, é mostrada na Figura 4.2. Nenhum tipo de suavização dos dados, ou curva ajustada aos pontos é mostrada, e sim os dados conforme obtidos. A incerteza estatística propagada é representada como barra de erro em cada ponto.

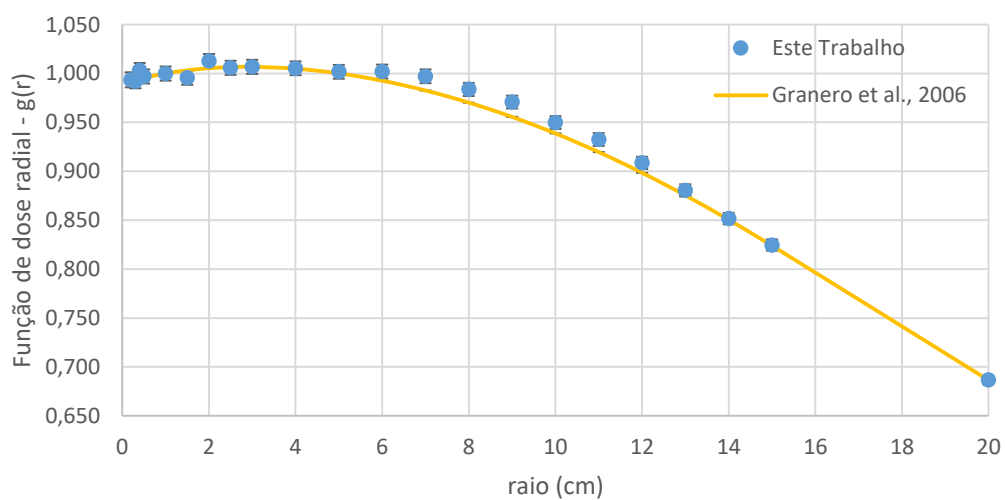
a) microSelectron v.1



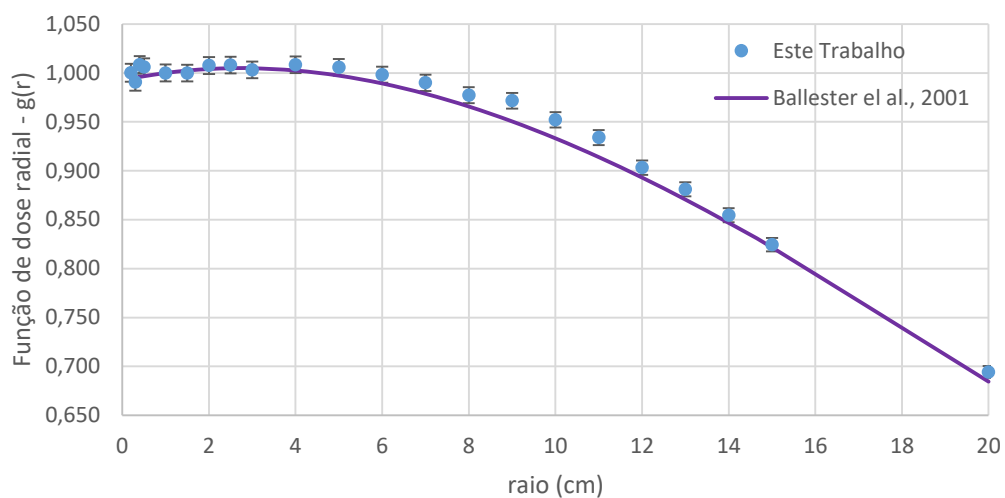
b) microSelectron v.2



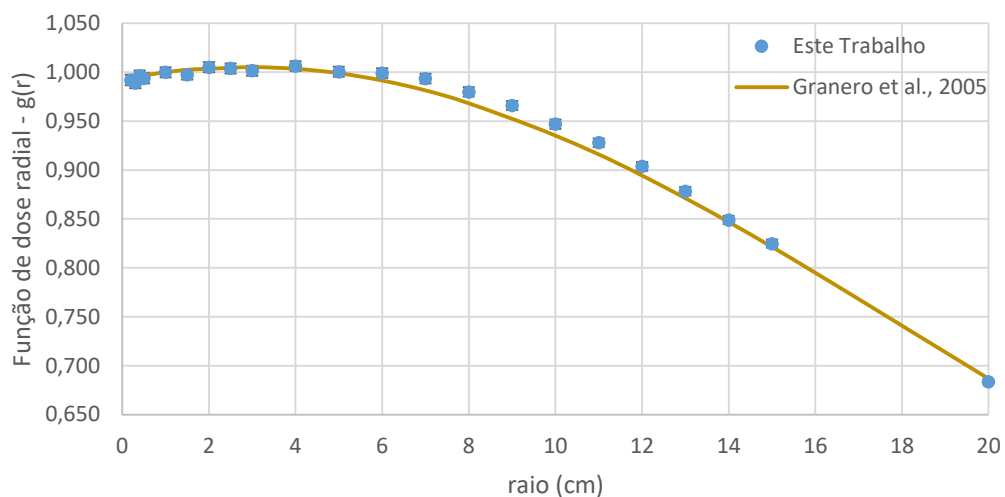
c) Flexisource



d)

GammaMed Plus

e

BEBIG GI192M11

f)

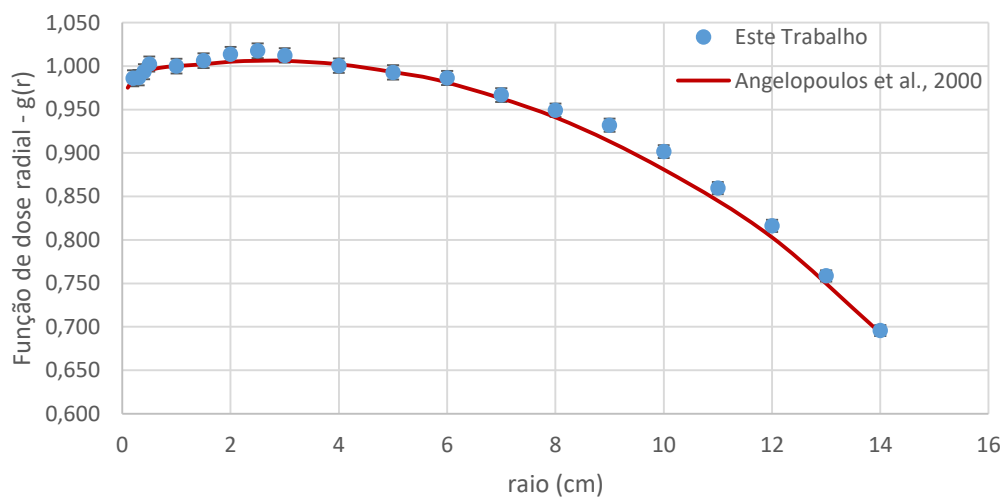
Varisource VS2000

Figura 4.2: função de dose radial obtida e sua referência, para a) microSelectron v.1; b) microSelectron v.2; c) Flexisource; d) GammaMed Plus; e) BEBIG GI192M11; f) Varisource VS2000.

Como a Figura 4.2 evidencia, a concordância entre os valores de $g(r)$ obtidos nas simulações e seus valores de referência é satisfatória. Olhando para o ponto $r = 14,0$ cm, por um momento, pode-se observar fontes que apresentam o valor de $g(r)$ em torno de 0,7 e outras em torno de 0,85. Nos dois casos, vê-se que os valores obtidos por simulação acompanham este comportamento. No entanto, exceto para a fonte microSelectron v.2, o intervalo aproximado de $r = 6,0$ cm à $r = 12,0$ cm apresenta valores simulados de $g(r)$ ligeiramente superiores às referências. As causas de tal comportamentos ainda necessitam ser averiguadas. Contudo, como pode ser verificado na tabela 4.1, a qual mostra a média do erro, o desvio padrão do erro, e desvio máximo de $g(r)$ em relação à sua referência, nenhum ponto diferiu mais do que 2,7%.

Tabela 4.1: desvios de $g(r)$ calculados em relação à referência

Modelo da fonte	Média dos erros (%)	Desvio padrão do erro (%)	Erro máximo (%)
microSelectron v.1	0,49	0,76	1,89
microSelectron v.2	0,32	0,54	1,33
Flexisource	0,63	0,74	1,67
GammaMed Plus	1,10	0,83	2,64
BEBIG GI192M11	0,34	0,63	1,25
Varisource VS2000	0,51	0,95	2,43

Pode-se observar também que o equívoco na modelagem do núcleo da fonte BEBIG GI192M11, o qual foi considerado como Irídio metálico, quando, na verdade, é uma liga de Irídio e Platina, não resultou em grandes diferenças no comportamento desta fonte quando comparada às outras.

Os autores tomados como referência, ou utilizaram anéis de seção quadrada (PÉREZ-CALATAYUD *et al.*, 2001), ou anéis formados por cascas esféricas divididas em intervalos angulares de 1° (GRANERO *et al.*, 2005, ANGELOPOULOS *et al.*, 2000, GRANERO *et al.*, 2006) para computo do kerma/dose. Neste trabalho de pesquisa, a escolha de toróides para computo destas grandezas se deu por uma questão de clareza e praticidade na construção do arquivo INP do MCNP, uma vez que as células que funcionam como detectores podem, assim, ser definidas por apenas uma superfície, ao invés de a interseção de três ou mais superfícies. Como a escolha de r' para cada toróide foi realizada tomando-se o cuidado de manter o efeito de média volumétrica suficientemente baixo, é de se esperar que pequenas diferenças na forma da seção transversa do anel utilizado tenham pouca influência nos resultados, o que é corroborado pelos resultados obtidos.

4.1.2 Constante de Taxa de Dose - Λ

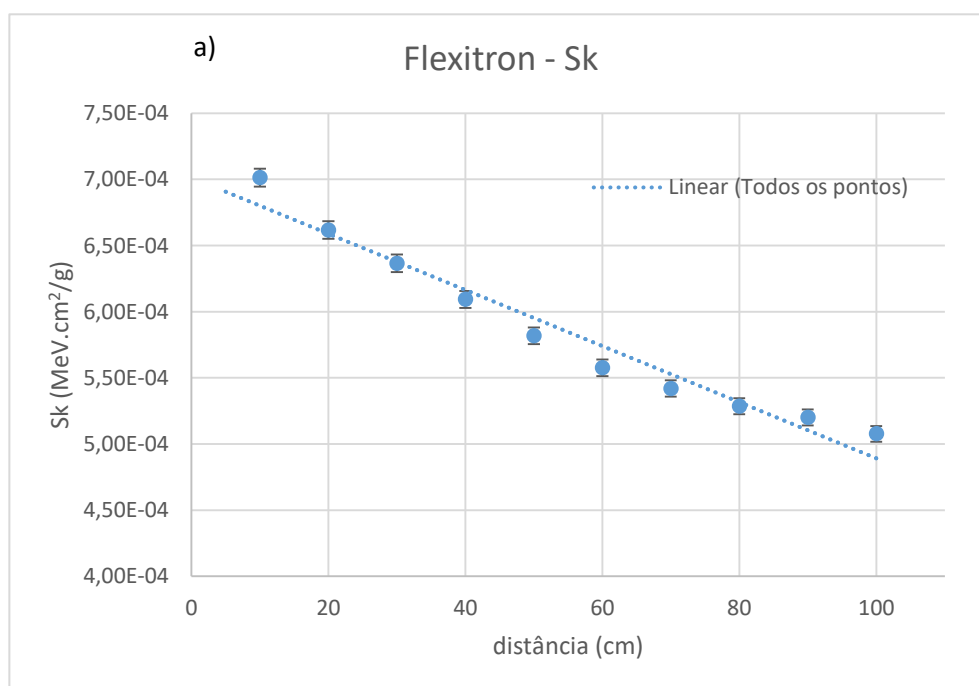
A constante de taxa de dose para cada modelo de fonte é mostrada na tabela 4.2. Nela fica evidente a boa concordância dos valores obtidos neste trabalho com os valores de referência. A maior diferença encontrada corresponde à fonte Varisource VS2000, - 1,63 % em relação ao encontrado por ANGELOPOULOS *et al.* (2000)

Tabela 4.2: Constante de taxa de dose obtidas neste trabalho e seus valores de referência.

Modelo da fonte	Λ – Este trabalho (cGy.h ⁻¹ .U ⁻¹)	Λ – Referência (cGy.h-1.U-1)	Erro (%)
microSelectron v.1	1,114	1,115 (WILLIANSO <i>et al.</i> , 1995)	-0,06

microSelectron v.2	1,110	1,108 (DASKALOV <i>et al.</i> , 1998)	0,16
Flexisource	1,106	1,109 (GRANERO <i>et al.</i> , 2006)	-0,31
GammaMed Plus	1,108	1,118 (BALLESTERET <i>et al.</i> , 2001)	-0,90
BEBIG GI192M11	1,114	1,108 (GRANERO <i>et al.</i> , 2005)	0,55
Varisource VS2000	1,083	1,101 (ANGELOPOULOS <i>et al.</i> , 2000)	-1,63

A opção por utilizar pontos até a distância de 70 cm na regressão de $K.R^2 \times R$, se justifica pelo fato das curvas apresentarem, no geral, uma inflexão em torno deste ponto, indicando um desvio do comportamento linear esperado. A Figura 4.3 mostra o ajuste linear utilizando a) todos os pontos, e b) utilizando pontos até 70 cm, para a fonte Flexisource. Em cada caso, a incerteza estatística propagada é mostrada na forma de barras de erros. A tabela 4.3 mostra os valores de Λ obtidos ao se utilizar todos os pontos no ajuste linear e compara-os com seus valores de referência, para cada modelo de fonte.



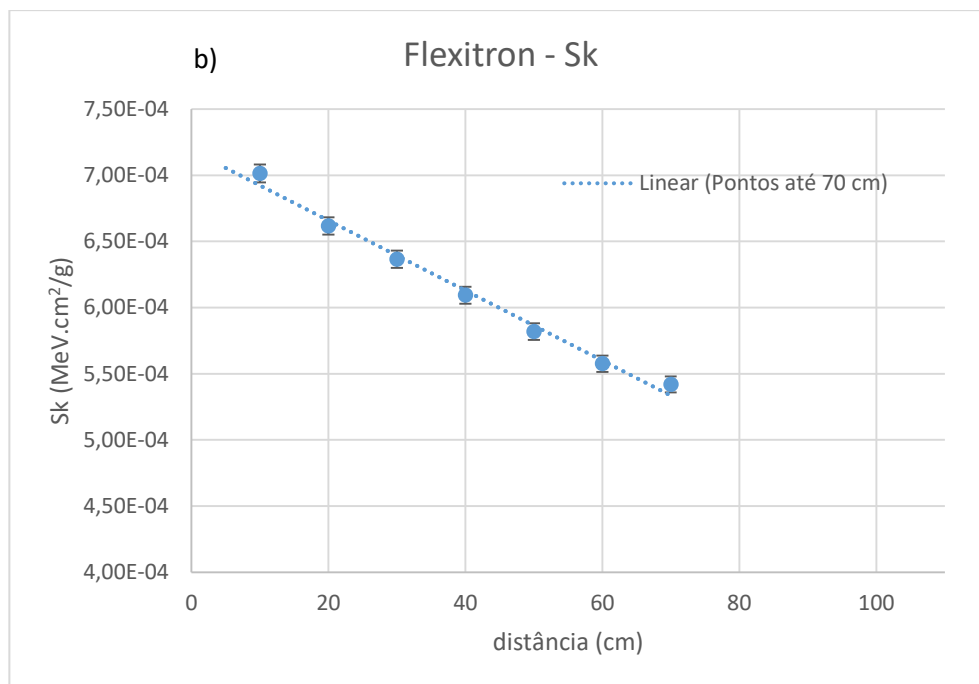


Figura 4.3: ajuste linear a) utilizando-se todos os pontos e, b) pontos até 70 cm, para a fonte Flexisource; A incerteza estatística é mostrada como barra de erros.

Tabela 4.3: Constante de taxa de dose obtidas ao se utilizar todos os pontos no ajuste linear.

Modelo da fonte	Λ – Este trabalho (cGy.h ⁻¹ .U ⁻¹)	Λ – Referência (cGy.h ⁻¹ .U ⁻¹)	Erro (%)
microSelectron v.1	1,141	1,115 (WILLIANSO <i>et al.</i> , 1995)	2,30
microSelectron v.2	1,139	1,108 (DASKALOV <i>et al.</i> , 1998)	2,83
Flexisource	1,140	1,109 (GRANERO <i>et al.</i> , 2006)	2,80
GammaMed Plus	1,136	1,118 (BALLESTERET <i>et al.</i> , 2001)	1,57
BEBIG GI192M11	1,14	1,108 (GRANERO <i>et al.</i> , 2005)	2,86
Varisource VS2000	1,087	1,101 (ANGELOPOULOS <i>et al.</i> , 2000)	- 1,24

A comparação das tabelas 4.2 e 4.3, mostra que os erros médios são -0,35 e 1,52%, respectivamente. Este comportamento, evidenciado na Figura 4.3, necessita de maior investigação. Contudo, a causa provável é uma mudança na relação entre atenuação e espalhamento no ar em função da distância. Geralmente assume-se que a atenuação é compensada pelo espalhamento para as distâncias de medida utilizadas (SELVAN *et al.*, 2001). No entanto, o fato de o ajuste linear resultante apresentar coeficiente angular diferente de zero, nos indica que esta compensação não é completa. Outra possibilidade está relacionada às dimensões dos volumes de detecção no ar, ou seja, os valores de r' para os toróides. Outros autores geralmente utilizam, no ar, volumes de detecção com dimensões de 1,0 cm a 2,0 cm (PÉREZ-CALTAYUD *et al.*, 2001, CASADO *et al.*, 2009; GRANERO *et al.*, 2006), maiores que os utilizados nesta pesquisa.

4.1.3 Função Anisotropia – $F(r, \theta)$

A função anisotropia foi calculada para as distâncias $r = 0,25$ cm, 0,5 cm, 1,0 cm e 5,0 cm, e ângulos θ de 2° a 178° , para cada modelo de fonte. A Figura 4.4 mostra a geometria utilizada nas simulações para determinação de $F(r, \theta)$. Na parte a) desta figura, correspondente ao plano XZ ($Y=0$), pode-se observar o modelo da fonte Varisource VS2000 no centro da esfera de água, juntamente com os conjuntos de toróides utilizados para detecção do kerma/dose para as distâncias $r = 0,25$ cm e $r = 0,5$ cm. A parte b) da Figura 4.4 mostra um plano XY ($Z=0,0217$), onde é representado um toróide correspondente a $r = 0,25$ cm e $\theta = 85^\circ$.

A função anisotropia é suavizada com o aumento da distância, devido ao espalhamento, ou seja, todos os modelos têm função anisotropia mais semelhantes com o aumento da distância. Além disso, para distâncias pequenas, $r = 0,25$ cm, por exemplo, os dados disponíveis na literatura são, muitas vezes, extrapolações, sujeitos, portanto, a maiores incertezas. Como o propósito aqui não é fornecer os parâmetros do TG-43, uma vez que os mesmos estão disponíveis na literatura, mostrarei apenas alguns dados representativos dos resultados obtidos. Por esses motivos, são apresentadas, através de gráficos, na Figura 4.5, a função anisotropia relativa a $r = 0,5$ cm, para cada modelo de fonte. Nesta distância, as diferenças entre os modelos são mais evidentes.

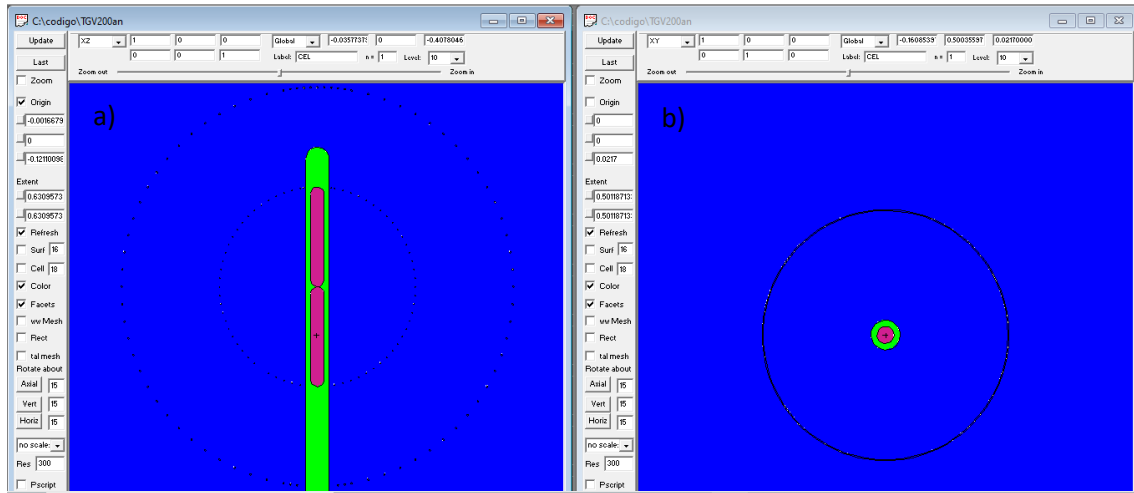
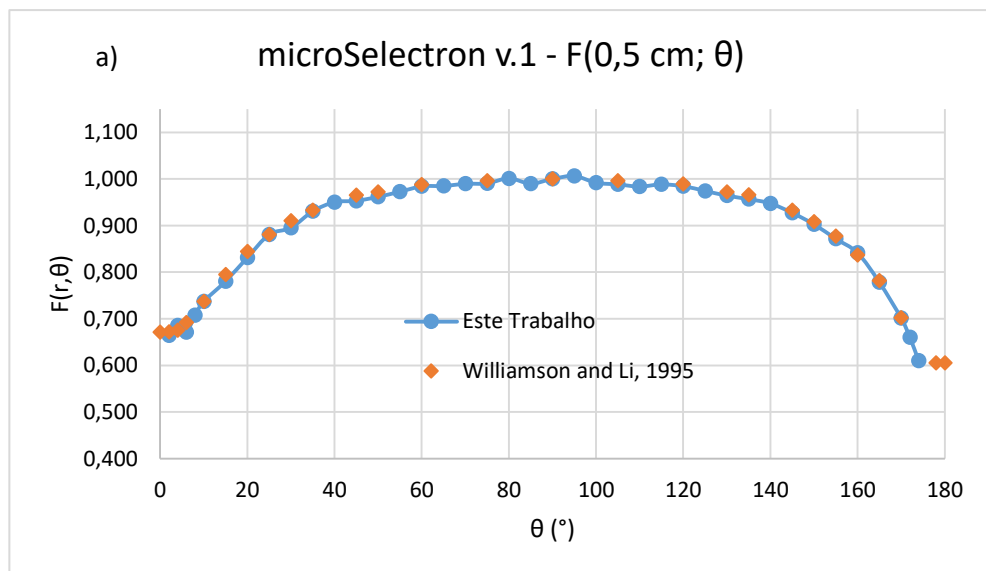
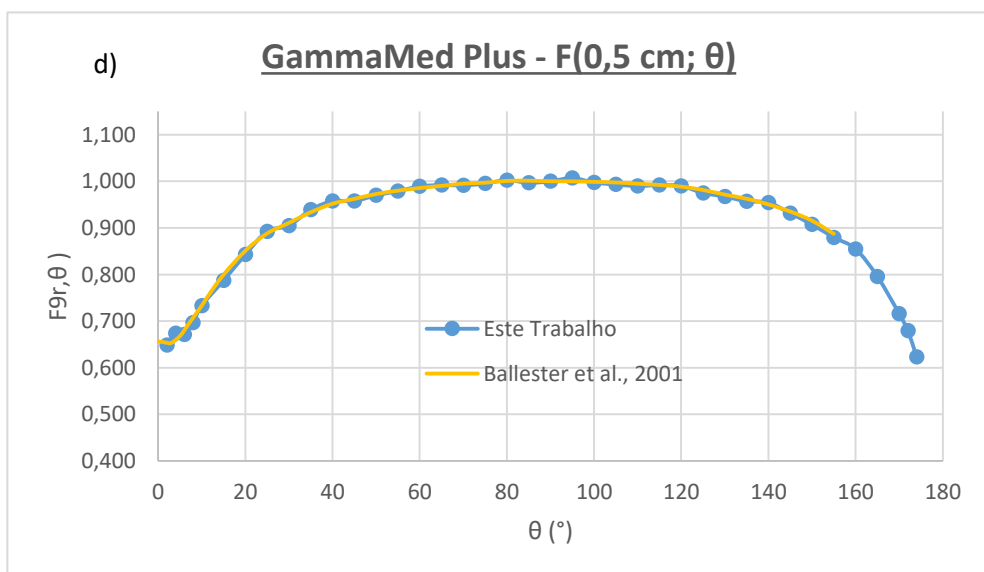
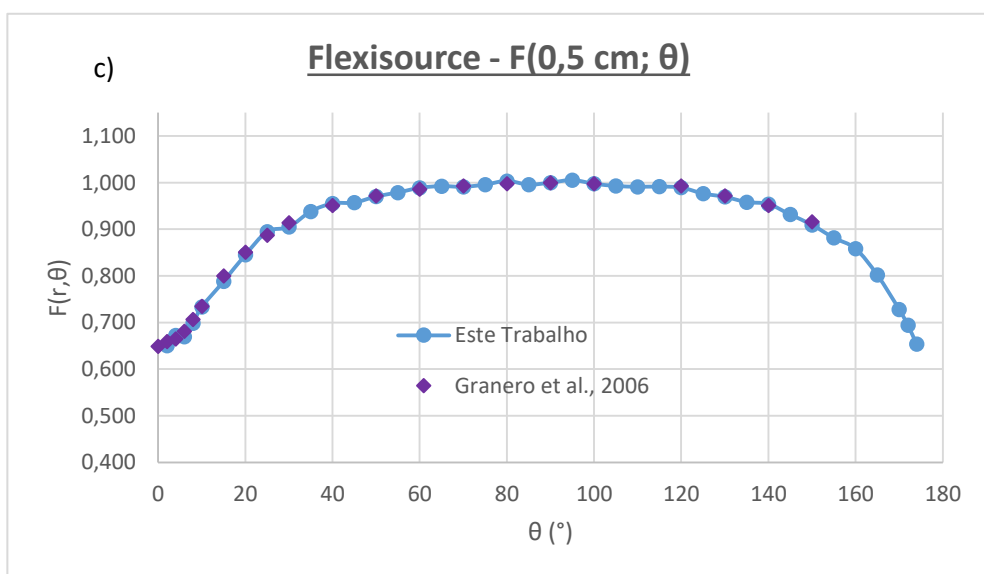
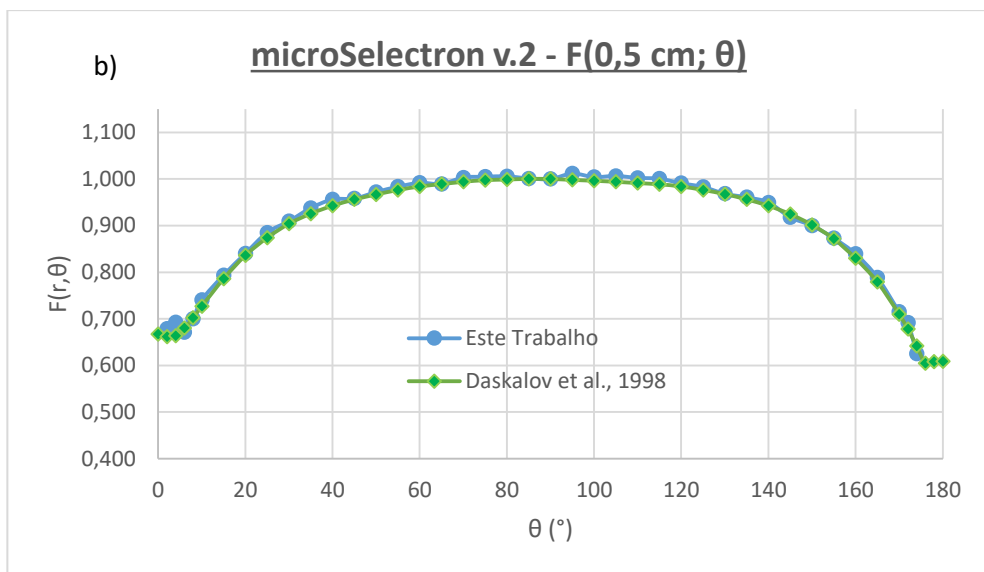


Figura 4.4: geometria utilizada nas simulações para determinação de $F(r,\theta)$; a) plano XZ ($Y=0$) contendo o modelo da fonte Varisource VS2000 e conjuntos de toróides para $r = 0,25$ cm e $r = 0,5$ cm; b) plano XY ($Z= 0,0217$) mostrando a fonte e o toróide correspondente a $r = 0,25$ cm e $\theta = 85^\circ$.





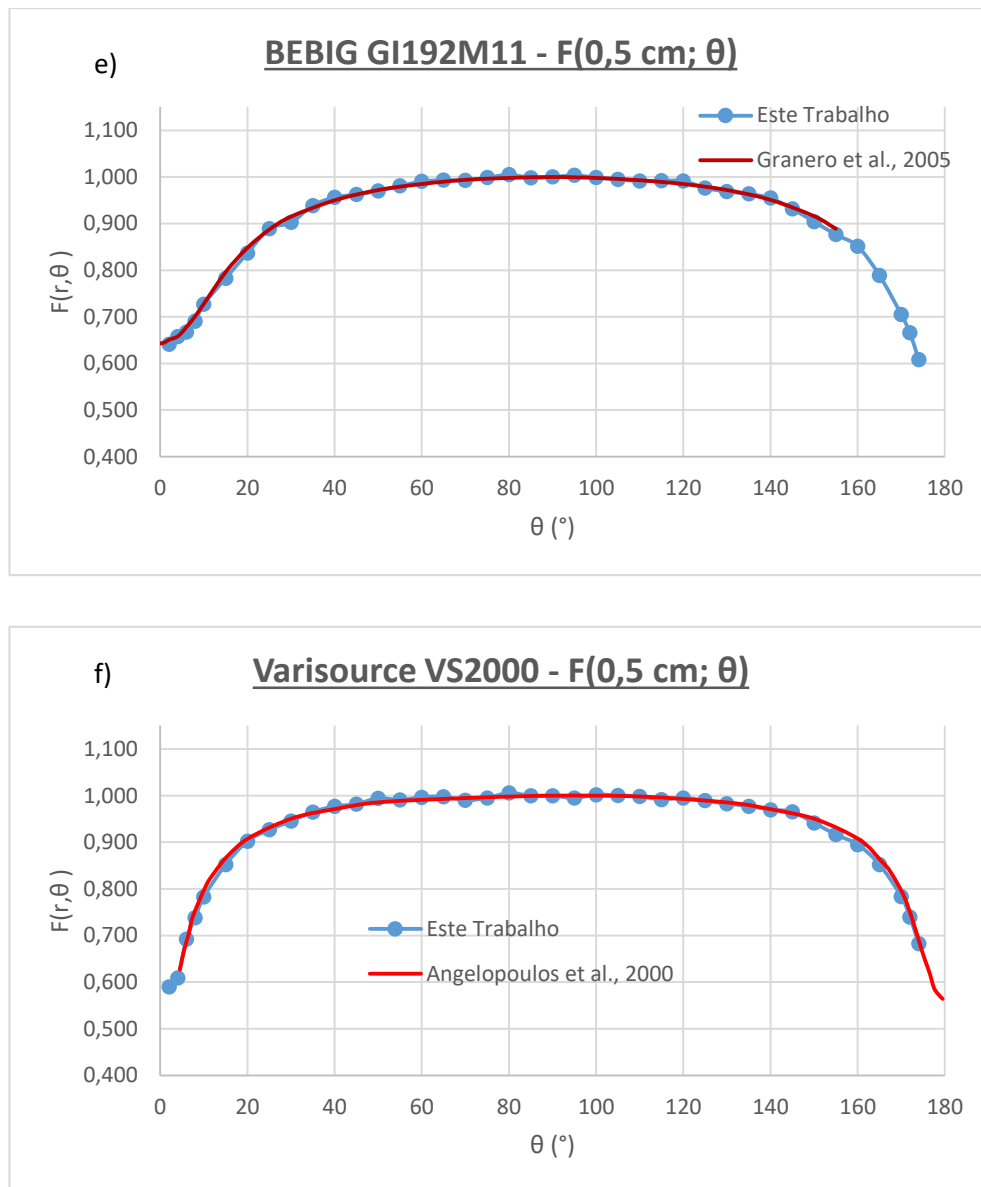


Figura 4.5: Função anisotropia calculada neste trabalho e seus valores de referência, para a) microSelectron v.1; b) micrSelectron v.2; c) Flexisource; d) GammaMed Plus; e) BEBIG GI192M11; f) Varisource VS2000. Os dados são para $r = 0,5 \text{ cm}$.

Assim como foi feito para a função de dose radial (seção 4.1.1), os dados são apresentados sem qualquer tratamento, como suavização ou ajuste de curvas. Ainda assim, ao avaliar a Figura 4.5, percebe-se a excelente concordância dos dados obtidos com seus valores de referência, tornando crível que a principal diferença entre as fontes que influencia a resposta da câmara, a anisotropia, está bem representada.

Para $r = 0,5$ cm, alguns dos trabalhos tomados como referência não apresentam valores para a função anisotropia em todo intervalo angular utilizado neste trabalho, como pode ser observado na Figura 4.5. Por questões geométricas, dependendo do modelo de fonte, pode ser impossível calcular a função anisotropia para ângulos muito próximos de 0° ou 180° e pequenas distâncias, uma vez que estes pontos podem se encontrar dentro da fonte, ou o volume de detecção pode se sobrepor, em parte, à mesma. Na Figura 4.4 pode-se perceber que, para $r = 0,25$ cm, não é possível representar toróides correspondentes a alguns valores de θ próximos de 0° , os quais foram representados para $r = 0,5$ cm, pois os mesmos estariam dentro da fonte. Por este mesmo motivo, os toróides correspondentes a $r = 0,5$ cm e θ próximos de 180° não puderam ser representados. Desta forma, os dados apresentados para $r = 0,5$ cm cobrem apenas o intervalo de $\theta = 2^\circ$ a $\theta = 174^\circ$. Além disso, questões relacionadas a equilíbrio eletrônico trazem maior incerteza a pontos muito próximos da fonte, seja por se utilizar o kerma como aproximação da dose absorvida, ou por limitações dos códigos em baixas energias. Isto, combinado ao fato de alguns valores próximos às fontes serem extrapolações, justificam, portanto, o fato de os pontos de maior divergência se encontrarem em ângulos próximos a 0° e 180° .

4.2 VALIDAÇÃO DO MODELO DA CÂMARA POÇO

4.2.1 Obtenção das Curvas-Resposta

A obtenção da curva resposta da câmara poço PTW T33005, para uma fonte pontual, utilizando-se a tally *F8, é mostrada na Figura 4.6. As barras de erro representam a incerteza estatística. O custo computacional, em termos de tempo de simulação, foi para esta simulação, aproximadamente 20,5 min.

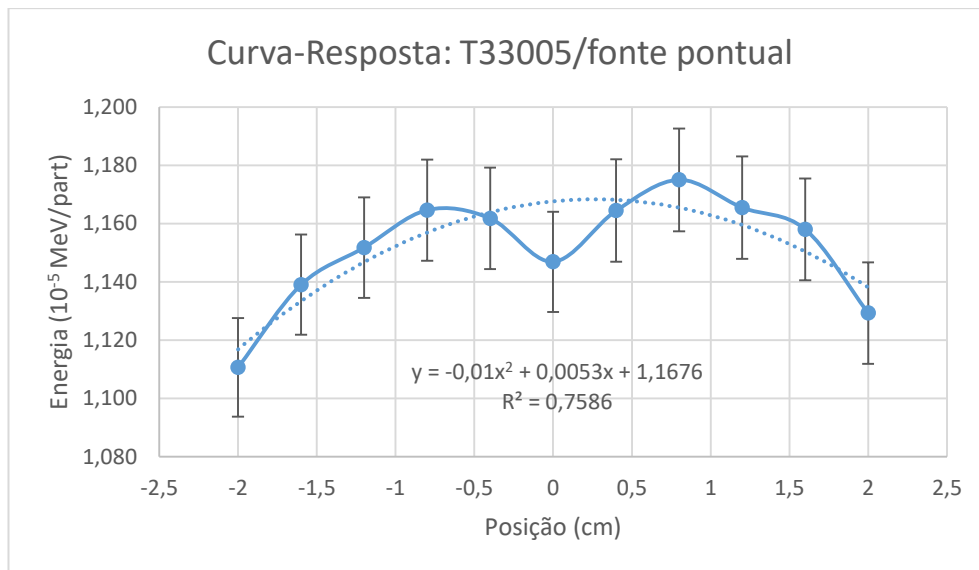


Figura 4.6: Curva-resposta normalizada da câmara PTW T33005 para uma fonte pontual, utilizando-se a tally *F8; incerteza estatística de 1,5%.

O vale central da curva mostrada na Figura 4.6 é uma característica não esperada para o sistema modelado. Ao se ajustar um polinômio de 2ª ordem aos dados, conforme metodologia apresentada em SHIPLEY *et al.* (2015), observamos que o máximo desta é levemente deslocado para valores positivos, e que a curva ajustada não coincide com todos os pontos dentro da incerteza estatística (aproximadamente 1,5%). Para avaliar como a curva ajustada se comporta conforme a incerteza estatística é diminuída, outras simulações com maior número de histórias foram realizadas. A Figura 4.7 mostra o resultado de uma dessas simulações, cuja incerteza estatística é da ordem de 0,3%. Para esta simulação, o tempo total foi de 510 mim, aproximadamente.

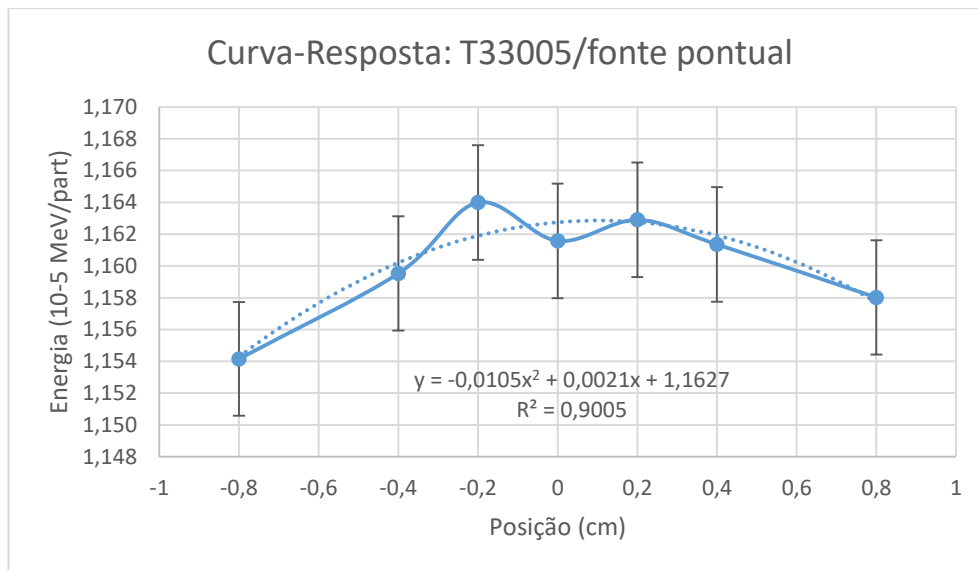


Figura 4.7: Curva-resposta da câmara T33005 para uma fonte pontual, utilizando-se a tally *F8; incerteza estatística de 0,3%.

Com a redução da incerteza estatística, o polinômio de 2ª ordem ajustado passou a coincidir com os pontos dentro desta incerteza, como pode ser visto na Figura 4.7. Ao se obter a curva-resposta para um modelo de fonte completo (Flexisource), com incerteza estatística menor que 0,2%, o comportamento anômalo se manteve. Entretanto, o polinômio de 2ª ordem coincidiu com os pontos dentro da incerteza estatística, como pode ser visto na Figura 4.8. O custo computacional, em termos de tempo de simulação, para esta simulação, foi de aproximadamente 24 h.

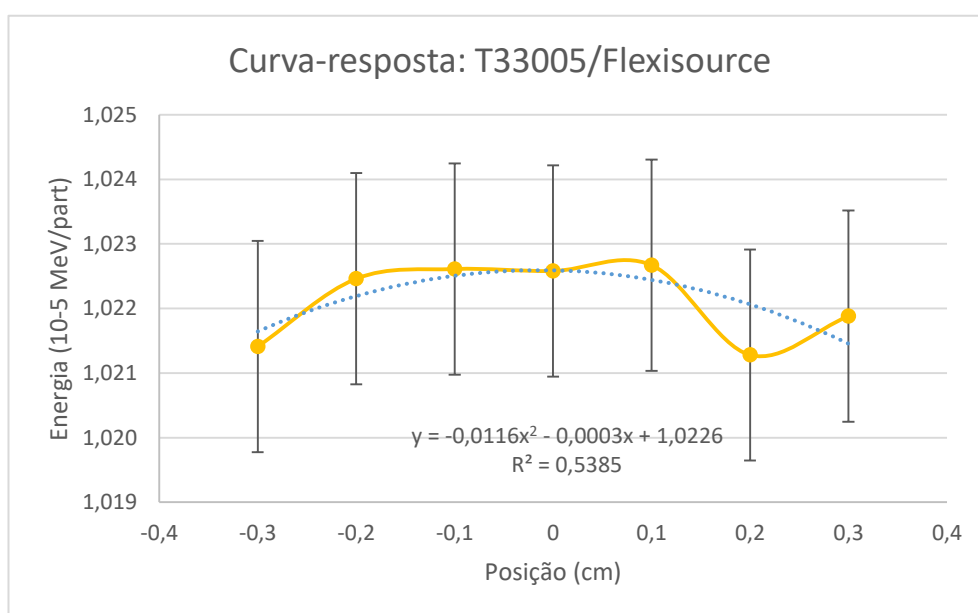


Figura 4.8: Curva-resposta da câmara T33005 para a fonte Flexisource, utilizando-se a tally *F8; incerteza da ordem de 0,2%.

Para tentar discernir a causa deste comportamento, obtivemos a curva-resposta da câmara para uma fonte pontual sem considerar elétrons, com a tally F6:P, mostrada na Figura 4.9. A incerteza estatística obtida foi menor que 0,1%,

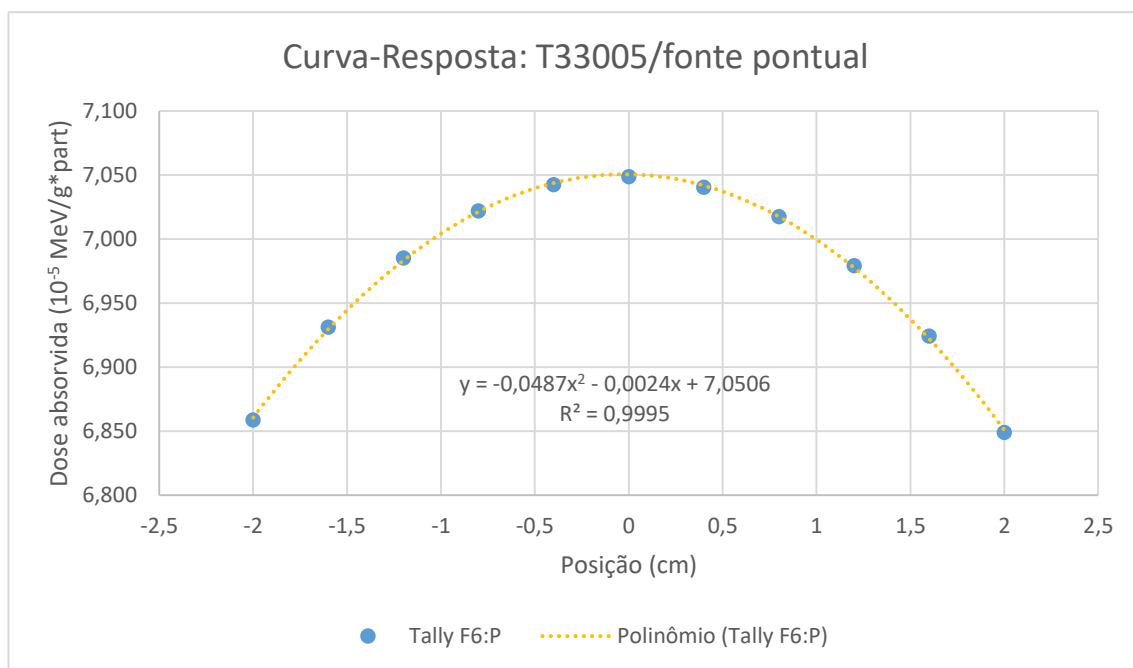
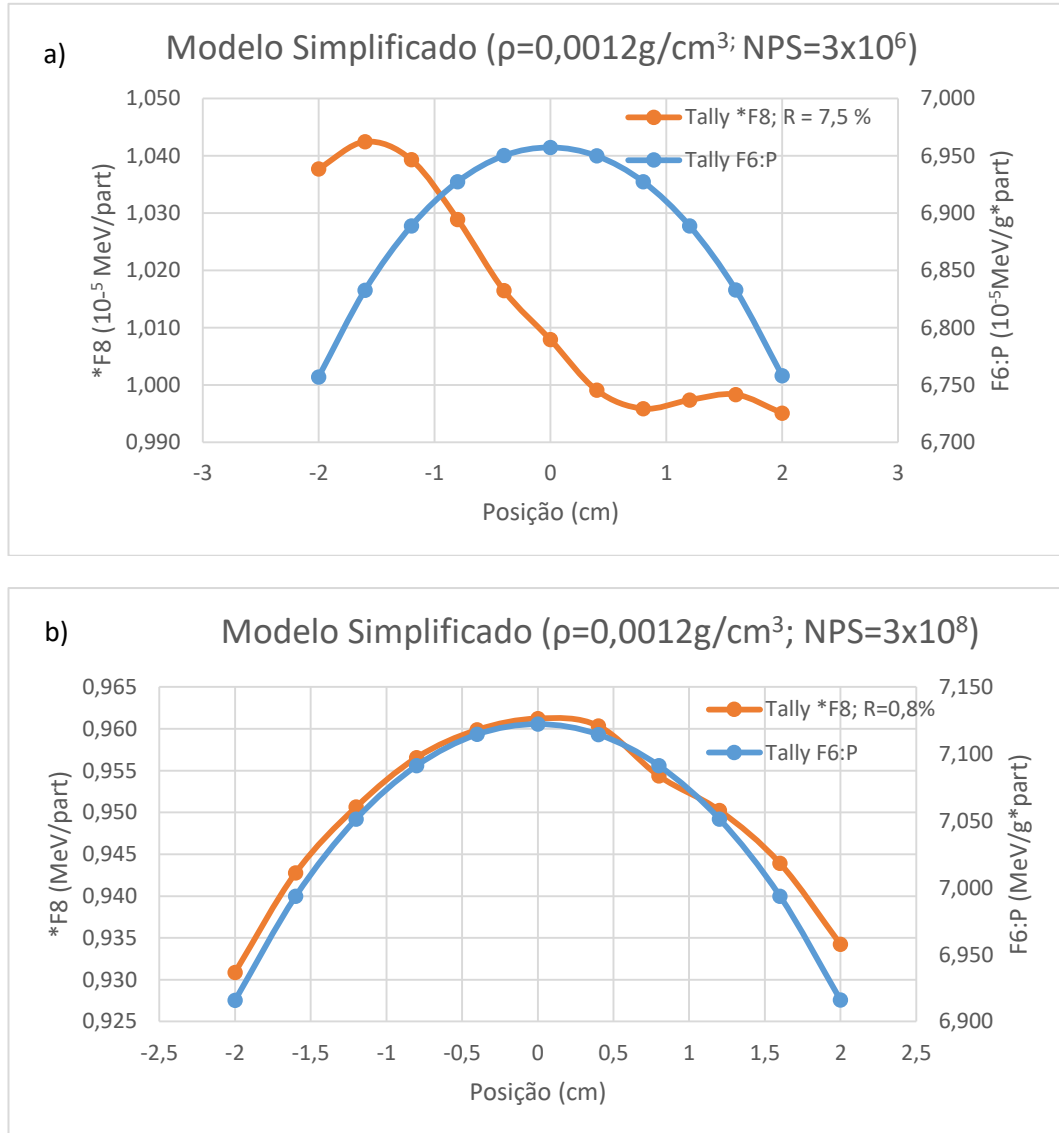


Figura 4.9: Curva-resposta da câmara T33005 para uma fonte pontual, com a tally F6:P.

Pode-se observar na Figura 4.9 que a curva apresenta boa simetria e que não há nenhum mínimo local (vale). Conclui-se, portanto, que o comportamento anômalo se apresenta apenas ao considerarmos elétrons com a tally *F8. Para esclarecer se a causa deste comportamento era o design interno da câmara, com muitas partes de diferentes composições e densidades, podendo causar desequilíbrio eletrônico, o que se apresentaria apenas ao acompanharmos elétrons, pois nesta situação o fluxo eletrônico no volume sensível seria afetado pelas partes adjacentes, foram feitas simulações em um modelo simplificado da câmara. Este modelo consistia em representar o volume sensível da câmara centrado em uma esfera de ar de mesma composição, sem qualquer outro material por perto (seção 3.6.1). Com o modelo simplificado, o número de histórias e a densidade do volume sensível foram variados entre as diversas simulações. Além disso, obtivemos

a resposta através das tallys F6:P e *F8, em todas as simulações. A Figura 4.10 mostra os resultados obtidos.



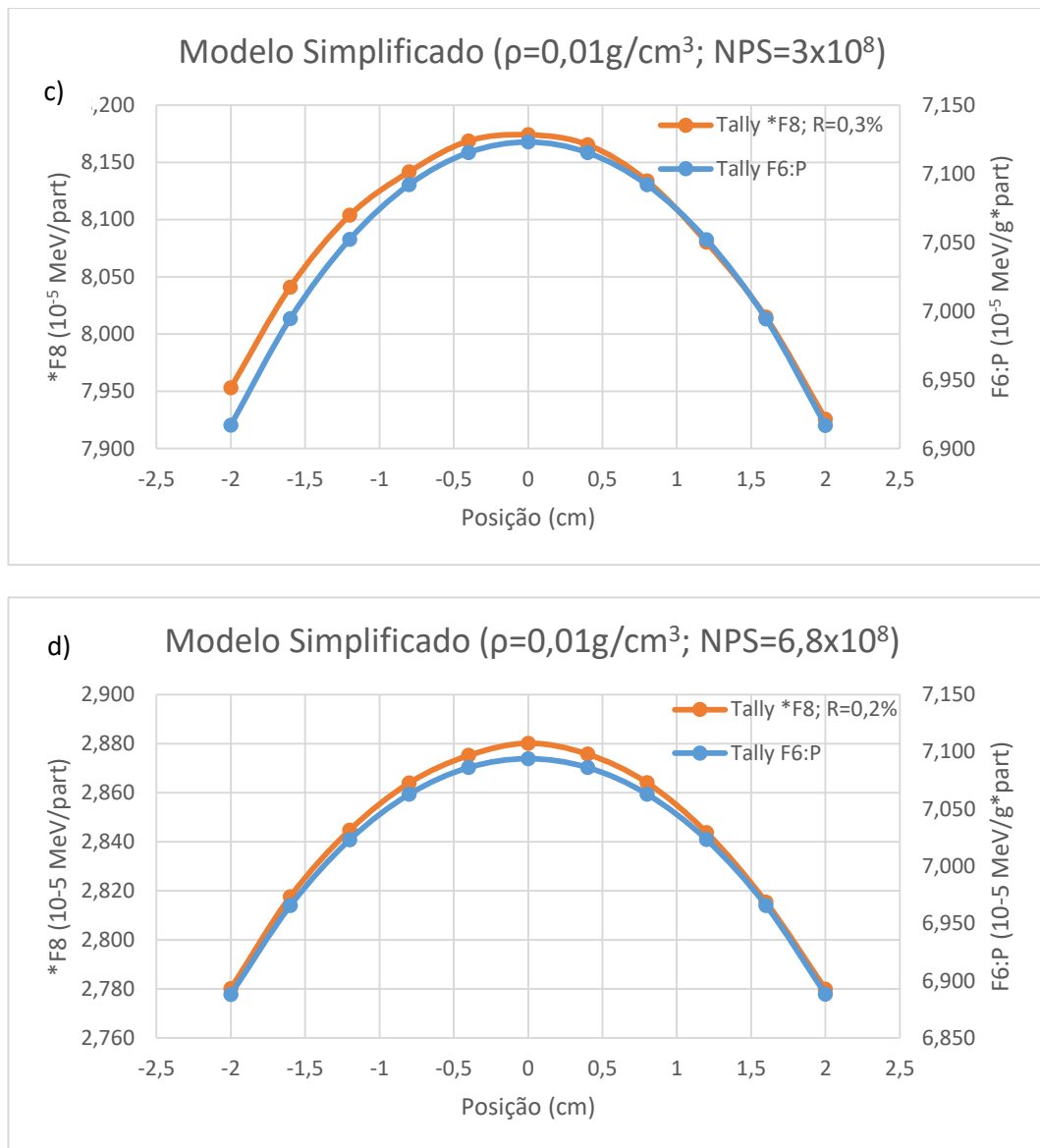
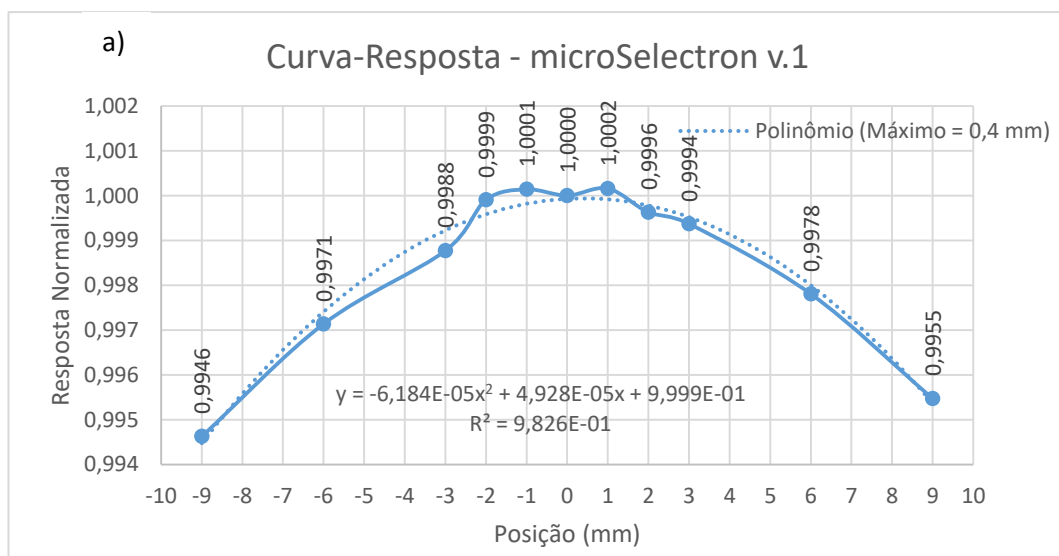


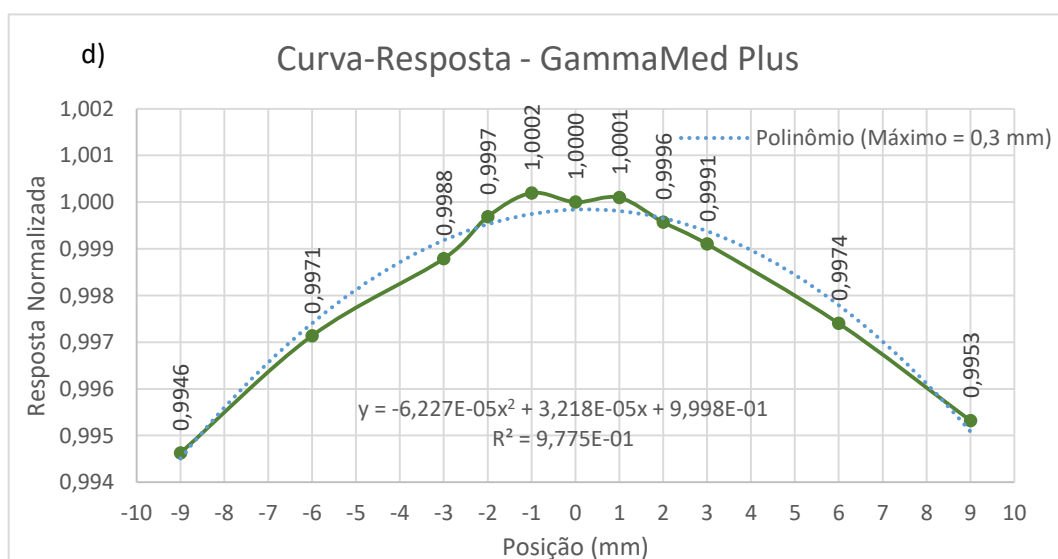
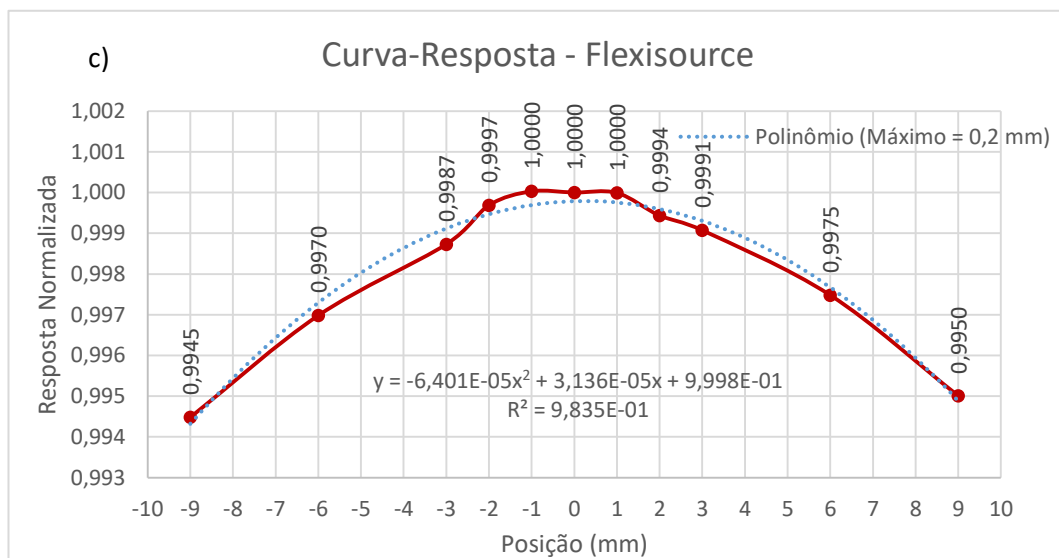
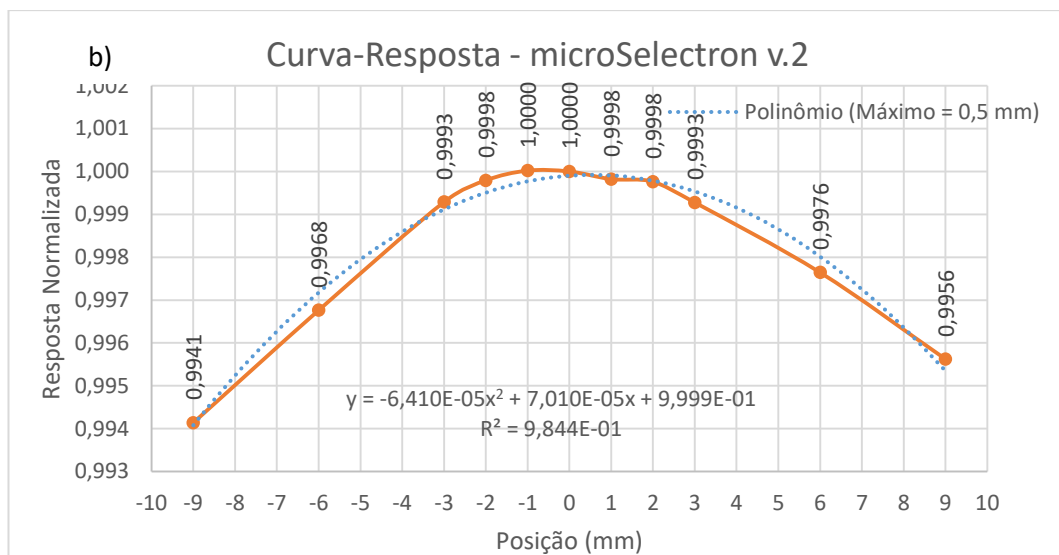
Figura 4.10: Curvas-resposta para o modelo simplificado com a) $\rho = 0,0012\text{g/cm}^3$ e $R = 7,5\%$; b) $\rho = 0,0012\text{g/cm}^3$ e $R = 0,8\%$; c) $\rho = 0,01\text{g/cm}^3$ e $R = 0,3\%$ e; d) $\rho = 0,01\text{g/cm}^3$ e $R = 0,2\%$;

Da Figura 4.10 a), percebe-se que, enquanto a tally F6 se comporta exatamente como o esperado e com $R=0,03\%$, a tally *F8 apresenta comportamento totalmente não plausível e com $R=7,5\%$. Como foram obtidas na mesma simulação, constata-se que a tally *F8 necessita de muito mais histórias para alcançar a mesma incerteza estatística. Ao reduzir-se a incerteza estatística para $R=0,75\%$, na parte b) da figura, o comportamento da curva melhora significativamente. Na parte c), manteve-se o mesmo número de histórias da parte b) ($\text{NPS} = 3\times 10^8$), aumentando-se, contudo, a densidade do ar no volume sensível de $\rho = 0,0012 \text{ g/cm}^3$ para $\rho = 0,01 \text{ g/cm}^3$, o que causou uma redução

na incerteza estatística para $R=0,3\%$. Esta alteração, na verdade, equivale a aumentar a “profundidade radiológica” equivalente do volume sensível. Este fato mostra que a densidade do meio influencia na incerteza estatística e, portanto, na qualidade dos resultados. A parte d) da Figura 4.10, com incerteza estatística $R=0,2\%$, nos mostra que, reduzindo-se suficientemente esta incerteza, é possível obter resultados plausíveis para a tally *F8.

Diante do exposto acima, concluiu-se que o comportamento anômalo das curvas-resposta obtidas com a tally *F8, não se devia ao modelo da câmara, sendo, na verdade, uma característica do código MCNPX. Concluiu-se também que este comportamento podia ser reduzido, alcançando-se incertezas estatísticas suficientemente pequenas. Assim, optou-se por levantar as curvas resposta para os modelos completos das fontes com a menor incerteza estatística possível, adotando-se para isso o valor de $NPS=1 \times 10^9$ histórias. A Figura 4.11 abaixo mostra as curvas-resposta normalizadas obtidas para cada modelo de fonte. Para cada fonte é mostrado o polinômio de 2º grau ajustado, e a correspondente posição de máxima resposta. O custo computacional, em termos de tempo de simulação para estas simulações, foi de aproximadamente 24h, em média.





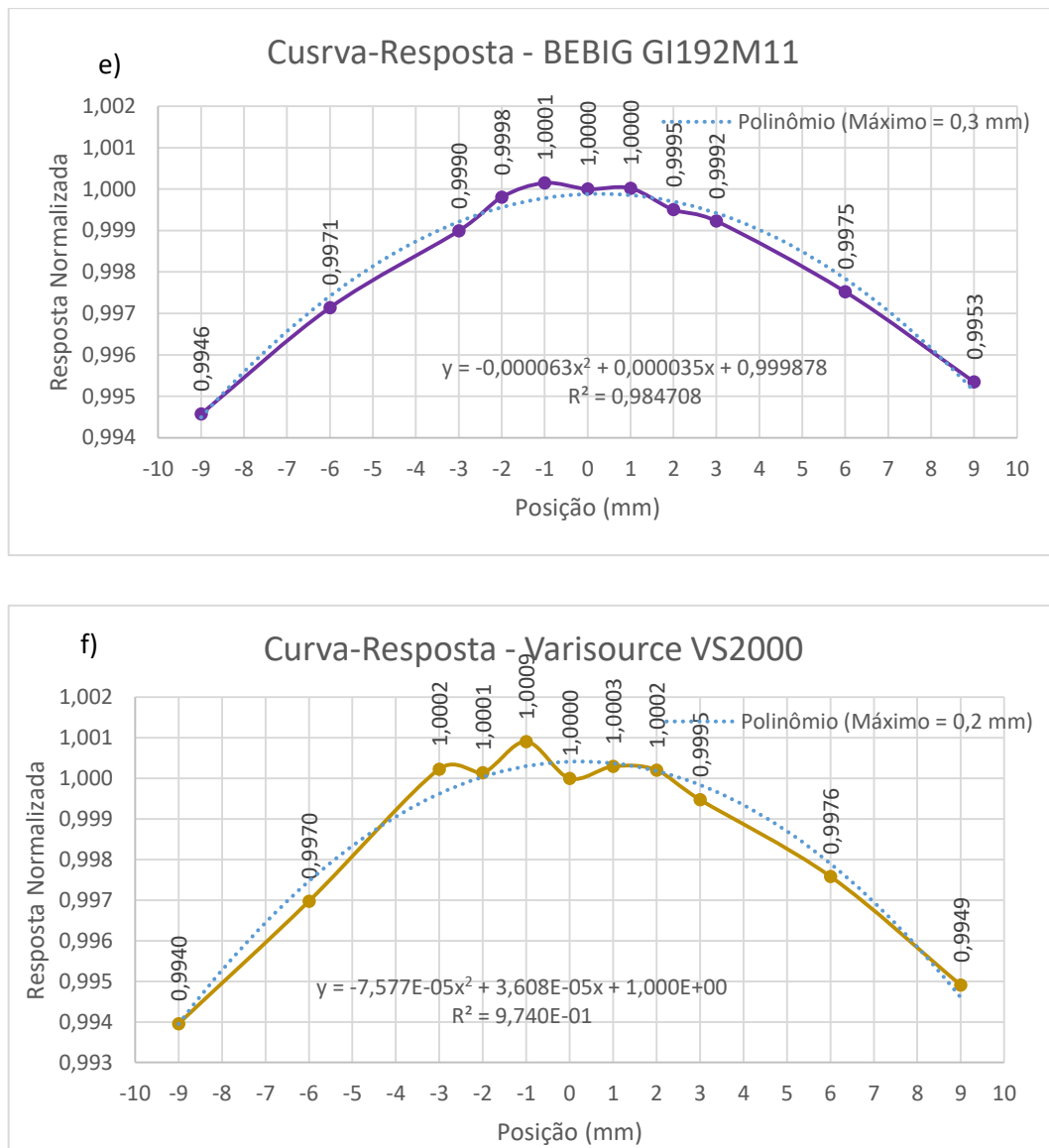


Figura 4.11: Curvas-resposta da câmara TN33005 para os modelos de fonte utilizados neste trabalho; a) microSelectron v.1; b) microSelectron v.2; c) Flexisource; d) GammaMed Plus; e) BEBIG GI192M11; f) Varisource VS2000.

Observa-se na Figura 4.11 que o comportamento anômalo persiste, porém, muito menor, já que a incerteza estatística foi reduzida para 0,15% em cada ponto. A determinação da posição de máxima resposta através do ajuste polinomial, para cada fonte, indicou posições de máxima resposta entre 0,2 mm e 0,5 mm. Contudo, observa-se que a variação na resposta para pontos distantes ± 1 mm da posição central (posição nominal de medida) é menor que 0,1 % para todos os modelos e, dada a incerteza estatística propagada para a resposta normalizada, 0,2 %, pode-se considerar a resposta

constante. Por este motivo, não foram realizadas simulações com as fontes nas posições determinadas pelo ajuste polinomial, e os valores obtidos na posição central foram utilizados para o cálculo dos $^{MC}N_k$.

4.2.2 Taxa de Kerma no Ar de Referência - K_R

A Figura 4.12 mostra a geometria utilizada para obtenção da taxa de kerma no ar de referência (K_R). Representados nesta figura estão o modelo da fonte BEBIG GI192M11 (com uma extensão de seu cabo) no centro da esfera de vácuo, e o anel detector utilizado, posicionado em $r = 1$ m. Como a figura corresponde ao plano XZ ($Y=0$), vê-se em cada lado da mesma um corte transversal do anel utilizado.

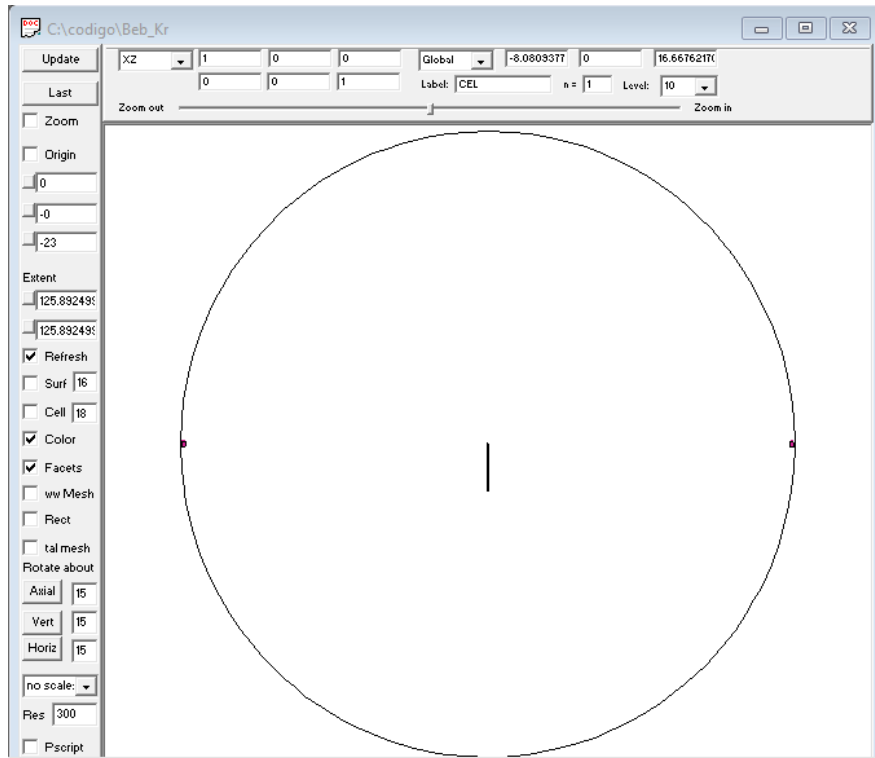


Figura 4.12: geometria utilizada para obtenção da taxa de kerma no ar de referência (K_R); representada no centro da esfera de vácuo está a fonte BEBIG GI192M11 com uma extensão de cabo de aproximadamente 15 cm; também representado está o anel de detecção posicionado a $r = 1$ m.

A Tabela 4.4 mostra a taxa de kerma no ar de referência (K_R) para cada fonte, determinada conforme seção 3.6.2. Para a fonte Flexisource, a variação no K_R ao se

reduzir a espessura do anel de detecção de 1,0 cm para 0,5 cm foi de apenas 0,0015%, mostrando que o efeito de média volumétrica é desprezível.

Tabela 4.4: Taxa de kerma no ar de referência para os modelos de fonte utilizados nesta pesquisa.

Modelo da fonte	Kr (MeV/g*part)	Incerteza Estatística (%)
microSelectron v.1	7,402E-08	0,04
microSelectron v.2	7,371E-08	0,04
Flexisource	7,434E-08	0,04
GammaMed Plus	7,435E-08	0,04
BEBIG GI192M11	7,427E-08	0,04
Varisource VS2000	7,780E-08	0,03

4.2.3 Determinação dos $^{MC}N_k$

Os $^{MC}N_k$ foram determinados conforme descrito na seção 3.6.3, utilizando-se a energia depositada no volume sensível com as fontes posicionadas na posição nominal de medida (centro). O valor de N_K tomado como referência, para comparação com os $^{MC}N_K$, foi a média de cinco N_K de diferentes câmaras T33005, dois retirados de certificados de calibração e três obtidos no trabalho de FIRMANSYAH *et al.* (2020). Todos os N_K utilizados na composição deste valor de referência são provenientes do fabricante PTW, sendo, portanto, correspondentes a alguns dos três modelos de fonte, a saber, microSelectron v.1, microSelectron v.2 ou Flexisource (vide certificados).

Um dos certificados a que se teve acesso apresentava valores de K_{SG} para os modelos de fonte utilizados neste trabalho, assim como fatores de correção para diferentes adaptadores, K_{ADP} . Os dois certificados utilizavam o adaptador T33002.1.009 ao invés do adaptador T33004.1.013, utilizado neste trabalho. Assim, considerando que todos os N_K

utilizados correspondiam ao mesmo adaptador, o N_K de referência foi corrigido para considerar o adaptador T33004.1.013, aplicando-se o fator $K_{ADP} = 1,019$. Para comparação com os modelos GammaMed Plus e Varisource VS2000, o valor N_K de referência foi corrigido pelo K_{SG} presente neste certificado. A Tabela 4.5 mostra o valor da energia depositada no volume sensível, os $^{MC}N_K$ calculados com incerteza relativa propagada, e erro percentual em relação ao N_K de referência, considerando as correções acima.

Tabela 4.5: $^{MC}N_K$ e respectivos erros percentuais em relação ao valor de referência*.

Modelo da fonte	E_{VS} (MeV/part)	$^{MC}N_K$ (Gy/h*A) \pm incerteza relativa	Erro % (V. Ref = 9,350E+05 Gy/h*A)
microSelectron v.1	1,0154E-05	8,915E+05 \pm 0,0015	-4,65
microSelectron v.2	1,0101E-05	8,924E+05 \pm 0,0015	-4,56
Flexisource	1,0237E-05	8,881E+05 \pm 0,0015	-5,02
GammaMed Plus	1,0235E-05	8,884E+05 \pm 0,0015	-4,62
BEBIG GI192M11	1,0209E-05	8,897E+05 \pm 0,0015	-4,85
Varisource VS2000	1,0842E-05	8,776E+05 \pm 0,0013	-4,51

*corrigidos para adaptador e modelo de fonte.

Considerando todas as particularidades envolvidas nas simulações realizadas neste trabalho, as quais envolvem um sistema complexo com diversas partes de diferentes composições e densidades, um espectro energético amplo, o qual inclui baixas energias, o erro médio encontrado, -4,7 %, se mostra bastante satisfatório. Pode-se, portanto, considerar o modelo construído, representante idôneo da câmara PTW T33005. Não sem razão, o parâmetro escolhido por SHIPLEY *et al.* (2015) para validar o modelo da câmara utilizado em seu trabalho foram as curvas resposta ao invés dos $^{MC}N_K$, apesar de

provavelmente tê-los calculado. Esta diferença de -4,7% não se reflete nos K_{SG} , uma vez que estes correspondem a razão de dois $^{MC}N_K$, sendo qualquer a causa de tal diferença, cancelada nesta operação.

4.3 CÁLCULO DOS K_{SG}

Os K_{SG} foram calculados conforme descrito na seção 3.7. A Tabela 4.6 mostra os K_{SG} obtidos, tendo a fonte microSelectron v.1 como referência, e compara-os aos valores de referência, assim como aos valores extraídos de SHIPLEY *et al.* (2015) para a câmara SI 1000Plus.

Tabela 4.6: K_{SG} obtidos neste trabalho, normalizados para a fonte microSelectron v.1, e valores de referência.

Modelo da fonte	K_{SG} (este trabalho)	K_{SG} (extraídos do certificado)	K_{SG} (extraídos de SHIPLEY <i>et al.</i> , 2015)*	Dif. % em relação ao certificado
microSelectron v.1	$1,000 \pm 0,002$	1,0000	$1,000 \pm 0,004$	0,00 %
microSelectron v.2	$1,001 \pm 0,002$	1,0000	$0,999 \pm 0,004$	0,10 %
Flexisource	$0,996 \pm 0,002$	1,0000	$0,996 \pm 0,004$	-0,40 %
GammaMed Plus	$0,996 \pm 0,002$	0,9961	$0,996 \pm 0,004$	0,01 %
BEBIG GI192M11	$0,998 \pm 0,002$	1,0000	$0,999 \pm 0,004$	-0,20 %
Varisource VS2000	$0,984 \pm 0,002$	0,9829	$0,983 \pm 0,004$	0,11 %

*Para câmara SI 1000Plus

A última coluna da Tabela 4.6 evidencia a excelente concordância dos resultados obtidos neste trabalho com seus valores de referência. O certificado não fornece a incerteza dos K_{SG} de referência, porém, dada a quantidade de algarismos significativos nos valores apresentados, foi considerado que estes valores são exatos até a terceira casa decimal. Assim, pode-se dizer que, exceto para a fonte Flexisource, os valores concordam dentro da incerteza. No entanto, mesmo para a fonte Flexisource, a discordância é de

0,2% apenas. As incertezas apresentadas neste trabalho são todas do tipo A, relacionadas à flutuação estatística do resultado. Entretanto, se fossem consideradas outras fontes de incerteza, como as relacionadas às constantes físicas utilizadas, incertezas decorrentes da biblioteca de seções de choque utilizada, incertezas nas dimensões da câmara e fontes, só para citar algumas, a incerteza nos valores de K_{SG} seriam maiores. Considerando, hipoteticamente, uma incerteza padrão ($K=1$) de 0,003, pouco maior do que a apresentada aqui, concluir-se-ia que todos os valores obtidos concordam com seus valores de referência.

Análise semelhante mostra que, quando comparados aos valores retirados de SHIPLEY *et al.* (2015), todos os valores concordam dentro de suas incertezas. Tal fato mostra que, ao menos para as câmaras PTW TN33005 e SI 1000Plus, as diferenças de design entre as fontes utilizadas neste trabalho afetam de forma semelhante as câmaras, inclusive com a mesma magnitude.

Considerando a incerteza nos valores dos K_{SG} obtidos, pode-se dizer que as fontes microSelectron v.1 e microSelectron v.2 têm o mesmo K_{SG} , ocorrendo o mesmo para as fontes Flexisource e GammaMed Plus. A fonte BEBIG GI192M11 pode ser considerada como tendo o mesmo K_{SG} do que as fontes microSelectron v.1 e também as fontes Flexisource e GammaMed Plus, mas não o mesmo K_{SG} que a fonte microSelectron v.2, ou seja, um certificado obtido para a fonte BEBIG GI192M11 poderia ser utilizado, sem qualquer correção, para as fontes acima, exceto para a fonte microSelectron v.2.

Excluindo-se a fonte Varisource VS2000, os K_{SG} variam de 0,996 a 1,001, valores que têm significância para laboratórios de calibração. No entanto, para a o usuário final no hospital, o qual lida com incertezas inerentemente maiores, apenas a correção para a fonte Varisource VS2000, da ordem de 1,6 % é realmente significativa.

A excelente concordância dos resultados obtidos com seus valores de referência, corrobora a hipótese de que erros sistemáticos, presentes em resultados simulados, são eliminados ao se calcular fatores dados por razões de valores obtidos em simulações semelhantes, as quais apresentam os mesmos erros sistemáticos. A concordância dos resultados mostra, também, a capacidade dos códigos de MC em modelar sistemas físicos complexos, e realizar o transporte de radiação de forma confiável, prevendo resultados de medições, principalmente de fatores relativos, mas não se limitando a estes.

Os resultados obtidos mostram que a metodologia desenvolvida e apresentada por SHIPLEY *et al.* (2015), pode ser aplicada para determinação de K_{SG} para quaisquer modelos de fonte e câmara, assim como podem ser empregados diversos códigos de MC para esta tarefa.

5 CONCLUSÃO

O método desenvolvido por SHIPLEY *et al.* (2015), foi aplicado nesta pesquisa. A concordância dos resultados obtidos com seus valores de referência, mostram que este método pode ser aplicado, em princípio, para quaisquer combinações de fontes, câmaras e códigos de MC, para determinação de fatores K_{SG} para braquiterapia HDR, desde que o código em questão tenha sido validado para o estudo destas fontes.

As fontes utilizadas nesta pesquisa foram modeladas em detalhes no MCNPX. A validação dos modelos se deu através da obtenção dos parâmetros dosimétricos do TG-43 e comparação com seus valores de referência. A concordância dos resultados obtidos, de forma geral, foi excelente. Algumas diferenças isoladas foram discutidas e apontadas possíveis causas. A anisotropia das fontes, fator de grande interesse por ser uma das principais influências que diferenciam a resposta da câmara, apresentou excelente concordância com seus valores de referência.

A validação do modelo da câmara poço PTW T33005 construído no MCNPX, se deu pela comparação dos coeficientes de calibração obtidos nas simulações, $^{MC}N_K$, com seus valores de referência. A diferença média de -4,7% entre os resultados calculados e de referência, dada a complexidade do sistema avaliado, se mostra satisfatória. Os $^{MC}N_K$, juntamente com os K_{SG} obtidos, os quais concordam com seus valores de referência, validam o modelo da câmara TN33005 construído no MCNPX.

Os K_{SG} obtidos concordam com seus valores de referência dentro das incertezas dos resultados. Tendo a fonte microSelectron v.1 como referência, as fontes microSelectron v.2, Flexisource, GammaMed Plus e BEBIG GI192M11, apresentam valores de K_{SG} entre 0,996 e 1,001. Para a fonte Varisource VS2000, o K_{SG} obtido foi de 0,984, uma correção de 1,6%.

Todas estas correções à medição da grandeza *taxa de kerma no ar de referência*, são de grande importância para os PSDL e SSDL, dado o rigor metrológico necessário à sua atividade. A comparação dos padrões estabelecidos em cada laboratório para esta grandeza, pode ser melhor executada tendo-se à disposição os fatores K_{SG} . Contudo, para o usuário final, em um hospital ou clínica, sujeito a condições experimentais muitas vezes

distantes das encontradas nos laboratórios e, portanto, sujeito a incertezas de medição maiores, correções da ordem de 0,4%, muitas vezes, têm pouca significância. Entretanto, correções da ordem de 1,6 % são extremamente significativas para laboratórios e usuários finais, mostrando, assim, a relevância de se ter à disposição, em ambas realidades, fatores K_{SG} .

Os valores de K_{SG} tomados como referência foram retirados de um dos certificados a que se teve acesso durante a realização da pesquisa, sendo apresentados neste documento como rastreáveis ao German National Laboratory, PTB. Diante disto, a concordância dos K_{SG} obtidos por simulação, com estes valores de referência, mostra a grande capacidade e versatilidade da técnica de transporte de radiação pelo Método de Monte Carlo, representado neste trabalho pelo Monte Carlo N-particle (versão X) – MCNPX, o qual, além de fatores relativos, foi também capaz de prever a resposta absoluta da câmara, com erro estimado menor que 5%.

Limitações da Pesquisa

Recursos

As simulações foram realizadas em um computador pessoal (Intel Core i7, 8 GB RAM), o que tornou os tempos das simulações demasiadamente altos. Caso as simulações fossem realizadas com maior poder computacional, poder-se-ia reduzir ainda mais a incerteza estatística e também obter curvas-resposta com mais pontos.

Metodológicas

O método de validação do modelo da câmara não foi o mesmo que o utilizado por SHIPLEY *et al.* (2015). A obtenção de curvas-resposta experimentais (reais) para a câmara PTW T33005, permitiria utilizar a mesma forma de validação que o trabalho de referência.

Por indisponibilidade das incertezas nas dimensões da câmara e fontes, além das incertezas das bibliotecas de seção de choques utilizadas, os requisitos do TG-43U1 quanto ao tratamento das incertezas dos resultados finais, ou seja, incerteza dos K_{SG} , não foram atendidos.

Sugestões de Trabalhos Futuros

Além de eliminar as limitações metodológicas que esta pesquisa apresentou, pode-se sugerir como trabalhos futuros os itens a seguir:

- Calcular K_{SG} para outros modelos de fontes;
- Calcular K_{ADP} para diferentes adaptadores para a câmara PTW T33005;
- Calcular um fator de correção de qualidade da radiação, $K_{Co, Ir}$, para a câmara PTW T33005, de modo a ser possível utilizar um $N_k(^{192}Ir)$ para uma fonte de ^{60}Co .

REFERÊNCIAS

ACUN, H., BOZKURT, A., KEMIKLER, G., “Disimetric investigation of high dose rate Ir-192 source with Monte Carlo method”, **International Journal of Radiation Research** v.15, n.3, pp.241-249, Jul. 2017.

ALIZADEH, M., GHORBANI, M., HAGHPARAST, A., *et al.*, “A Monte Carlo study on dose distribution evaluation of Flexisource ¹⁹²Ir brachytherapy”, **Reports of Practical Oncology and Radiotherapy** v.20, pp.204-209, Jan. 2015.

ANGELOPOULOS, A., BARAS, P., SAKELLIIOU, L. "Monte Carlo dosimetry of a new 192 Ir high dose rate brachytherapy source", **Medical Physics.**, v. 27, n. 11, pp. 2521-2527, Nov. 2000.

BALLESTER, F., PUCHADES, V., LLUCH, J.L., *et al.*, "Technical note: Monte Carlo dosimetry of the HDR 12i and Plus 192 Ir sources", **Medical Physics.**, v. 28, n. 12, pp. 2586-2591, Dec. 2001.

Banco de Dados para braquiterapia – Universidade de Carleton – (CRLP). Disponível em: <https://physics.carleton.ca/clrp/seed_database>. Acesso em: Jan 2020.

BIDIMEAD, A. M., SANDER, T., LOCKS, S. M., *et al.*, “The IPEM code of practice for determination of the reference air kerma rate for HDR ¹⁹²Ir brachytherapy sources based on the NPL air kerma standard”, **Physics in Medicine and Biology** v.55, n.11, pp. 3145-3159, Mai. 2010.

BIDMESHKI, N. B., SOHRABPOUR, S. R., MAHDAVI, S.R. "Dosimetric characterization of a high dose rate 192 I source for brachytherapy application using Monte Carlo simulation and benchmarking with thermoluminescent dosimetry", **Int. J. Radiat. Res.**, v. 12, n. 13, pp. 265-279, Jul. 2014.

BUTLER, D. HAWORTH, A., SANDER, T., *et al.*, “Comparison of 192Ir air kerma calibration coefficients derived at ARPANSA using the interpolation method and at the National Physical Laboratory using a direct measurement”, **Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine**, v. 31, n.4, pp.332-338, Out. 2008.

CASADO, F. J., GARCÍA-PAREJA, S., CENIZO, E., *et al.*, "Dosimetric characterization of an 192Ir brachytherapy source with the Monte Carlo code PENELOPE", **Physica Medica.**, v. 26, pp. 132-139, Jan. 2010.

CHANDOLA, R. M., TIWARI, S., KOWAR, M. K., *et al.*, “Monte Carlo and experimental dosimetric study of the mHDR-v2 brachytherapy source” **Journal of Cancer Research and Therapeutics** v.6, n.4, pp.421-426, Dez. 2010.

CHANDOLA, R. M., TIWARI, S., PAINULY, N. K., *et al.*, “Monte Carlo study of dosimetric parameters and dose distribution effect of inhomogeneities and source position of GammaMed Plus source” **Journal of Cancer Research and Therapeutics** v.7, n.1, pp.29-34, Jan-Mar. 2011.

CHANG, L.A., HO, S. Y., CHUI, C.S., *et al.*, "A statistical approach to infer the minimum setup distance of a well chamber to the floor for ^{192}Ir HDR calibration", **Medical Physics** v. 35, n.6, pp. 2214 - 2217, Jun. 2008.

CHANG, L.A., HO, S. Y., LEE, T.F., *et al.*, "Ir-192 Calibration in Air with Farmer Chamber for HDR Brachytherapy", **J. Med.Biol.Eng** v. 36, pp. 145 - 152, Mar. 2016

CHU, W., YUAN, M., LEE, J., *et al.*, "Reference air kerma rate calibration system for high dose rate Ir-192 brachytherapy sources in Taiwan", **Radiation Physics and Chemistry** v.140, pp. 361-364, Nov. 2017.

COLLINS-FEKETE, C.A., PLAMONDON, M., VERHAEGEN, F., *et al.*, "Monte Carlo calculation of the dose perturbations in a dual-source HDR/PDR afterloader treatment unit", **Brachytherapy** v. 15, n.4, pp. 524 - 530, Jul-Aug. 2016.

DASKALOV, G. M., LÖFFLER, E., WILLIAMSON, J. F. "Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source", **Medical Physics** v. 25, n. 11, pp. 2200 - 2260, Nov. 1998.

DIETERICH, S., FORD, E., PAVORD, D., *et al.*, "**Practical Radiation Oncology Physics**", 1 ed., Philadelphia, EUA. Elsevier. 2016.

DI PRINZIO, R., DeALMEIDA, C. E., "Air kerma standard for calibration of well-type chambers in Brazil using ^{192}Ir HDR sources and its traceability ", **Medical Physics** v. 36, n. 3, pp. 953-60, Mar. 2009.

DOUYSSSET, G., GOURIOU, J., DELAUNAY, F., *et al.*, "Comparison of dosimetric standards of USA and France for HDR brachytherapy", **Physics in Medicine and Biology** v.50, pp.1961-1978, Abr. 2005.

DOUYSSSET, G., SANDER, T., GOURIOU, J., *et al.*, "Comparison of air kerma standards of LNE-LNHB and NPL for ^{192}Ir HDR brachytherapy sources: EUROMET project no 814", **Phys. Med.Biol** v. 53, pp. 85-97, Mar. 2008.

ESTEVEZ, S. C. B., OLIVEIRA, A. C. Z., FEIJÓ, L. F. A., "Braquiterapia de Alta Taxa de Dose no Brasil", **Radiol Bras** v.37, n.5, pp. 337-341, Out. 2004.

Espectro energético do ^{192}Ir , obtido no banco de dados NuDat, Disponível em: <https://www.nndc.bnl.gov/nudat3/decaysearchdirect.jsp?nuc=192Ir&unc=NDS>. Acesso em: 08 out. 2019, 17:21h

FIRMANSYAH, A. F., FIRMANSYAH, O. A., SUNARYATI, S. I., *et al.*, "Evaluation of Well-Type Chamber Calibration Factor for Measurement of Ir-192 Brachytherapy Source Over 10 Institutions", **Jurnal Fisika dan Aplikasinya** v.16, n.2, pp. 95-101, Jun. 2020.

GOETSCH, S. J., ATTIX, F. H., PEARSON, D. W., *et al.*, "Calibration of ^{192}Ir high-dose-rate afterloading systems", **Medical Physics** v.18, n.3, pp. 462-467, Mai/Jun. 1991.

GOETSCH, S.J., ATTIX, M. S., DEWERD, L. A., *et al.*, "A new re-entrant ionization chamber for the calibration of iridium-192 high dose rate sources", **Int. J. radiation Oncology. Biol. Phys** v. 24, n.1, pp. 167-170, 1992.

GRANERO, D., PÉREZ-CALATAYUD, J. "A dosimetric study on the Ir-192 high dose rate Flexisource", **Med. Phys** v. 33, n. 12, pp. 4578-4582, Dec. 2006.

GRANERO, D., PÉREZ-CALATAYUD, J., BALLESTER, F., "Monte Carlo calculation of the TG-43 dosimetric parameters of a new BEBIG Ir-192 HDR source" **Radiotherapy and Oncology** v.76, n.1, pp. 79-85, Jul. 2005.

HARRISON, R. L., "Introduction to Monte Carlo Simulation", In: **AIP Conference Proceedings**, v.1204 pp.17-21, República Eslovaca, Jan. 2010.

IAEA, "**Calibration of brachytherapy sources**", International Atomic Energy Agency, TECDOC-1079, Viena, Abr. 1999.

IAEA, "**Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy**", International Atomic Energy Agency, TECDOC-1274, Viena, Mar. 2002.

ICRU, "**Determination of dose in patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures**", International Commission on Radiation Units and Measurements, Report 24, Bethesda, MD. 1976

ICRU, "**Dose and volume specification for reporting interstitial therapy**", International Commission on Radiation Units and Measurements, Report 58, Bethesda, MD. 1997.

INCA, "Estimativa 2020 – Incidência de Câncer no Brasil". Disponível em: <https://www.inca.gov.br/publicacoes/livros/estimativa-2020-incidencia-de-cancer-no-brasil>. Acesso em: 18 jan. 2022.

KEEHAN, S., SMITH, R., BUTLER, D. "HDR brachytherapy well chamber calibration and Stability evaluated over twenty years of clinical use", **Brachytherapy** v. 20, n.1, pp. 257-264, Jan-Fev. 2021.

KLOPP, A., SMITH, B. D., ALEKTIAR, K., "The Role of Postoperative Radiation Therapy for Endometrial Cancer", **Practical Radiation Oncology**, v. 4, n.3, pp. 137-144, Jun. 2014.

KUMAR, S., SRINIVASAN, P., SHARMA, S.D., "Calibration coefficient of reference brachytherapy ionization chamber using analytical and Monte Carlo methods", **Applied Radiation and Isotopes** v. 68, pp. 1108-1115, Dec. 2009.

MAINEGRA-HING, E., ROGERS, D. W. O., "On the accuracy of techniques for obtaining the calibration coefficient N_K of ^{192}Ir HDR brachytherapy sources", **Medical Physics** v.33, n.9, pp. 3340-3347, Set. 2006

PTW, "**Manual do usuário - SourceCheck4pi – Câmara de ionização de poço tipo 33005**", PTW-Freiburg, D933.267.00/03 pt, Abr. 2016.

MARECHAL, M. H., DeALMEIDA, C. E., SIBATA, C. H., “Calibration of ^{192}Ir High Dose Rate Brachytherapy Sources”, IAEA TECDOC 896, pp.203-206, 1996.

MUKWADA, G., NEVERI, G., ALKHATIB, Z., *et al.*, “Commissioning of a well type chamber for HDR and LDR brachytherapy applications: a review of methodology and outcomes”, **Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine** v.39, n.3, pp.167-175, Mar. 2016.

MURSHED, H., “**Fundamentals of Radiation Oncology**”, 3 ed., Panama City, Florida - EUA, Elsevier, 2019.

NATH, R., ANDERSON, L. L., LUXTON, G., *et al.*, “Dosimetry of Interstitial Brachytherapy Sources: Recommendations of the AAPM radiation Therapy Committee Task Group No 43”, **Medical Physics** v.22, n.2, pp. 209-234. Feb. 1995.

PÉREZ-CALATAYUD, J., BALLESTER, F., SERRANO-ANDRÉS, M. A., *et al.*, “Dosimetry characteristics of the Plus and 12i Gammamed PDR” ^{192}Ir sources”, **Medical Physics** v.28, n.12, pp. 2576-2585, Dez. 2001.

PODER, J., SMITH, R. L., SHELTON, N., *et al.*, “High dose rate brachytherapy source measurement intercomparison”, **Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine** v.40, n.2, pp.377-383, Jun. 2017.

RASMUSSEM, B. E., DAVIS, S. D., SCHMIDT, C. R., *et al.*, “Comparison of air-kerma strength determinations for HDR ^{192}Ir sources”, **Medical Physics** v.38, n.12, pp. 6721-6729, Nov. 2011.

RIVARD, M. J., GRANERO, D., PÉREZ-CALATAYUD, J., *et al.*, “Influence of photon energy spectra from brachytherapy sources on Monte Carlo simulations of kerma and dose rates in water and air”, **Medical Physics** v.37, n.2, pp. 869-876, Feb. 2010.

RIVARD, M. J., COURSEY, B. M., DeWERD, L. A., *et al.*, “Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations”, **Medical Physics** v.31, n.3, pp. 633-674, Mar. 2004.

ROGERS D. W. O., “Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics”, **Physics in Medicine and Biology** v.51, n.13, pp. 287-301, Jul. 2006.

ROSSI, G., GAINEY, M., THOMANN, B., *et al.*, “Monte Carlo experimental high dose rate ^{192}Ir brachytherapy dosimetry with microdiamond detectors”, **Z Med Phys** v. 29, n.4, pp. 387-397, Set. 2018.

SANDER, T., NUTBROWN, R. F., **The NPL air kerma primary standard TH100C for high dose rate ^{192}Ir brachytherapy sources**. NPL Report DQL-RD 004, National Physical Laboratory, Hampton Road, Teddington, Middlesex, TW11 0LW, 2006.

SCHÜLLER, A., MEIER, M., SELBACH, H. J., *et al.*, “A radiation quality correction factor k_Q for well-type ionization chambers for the measurement of the reference air kerma rate of ^{60}Co HDR brachytherapy sources”, **Med. Phys** v. 42, n.7, pp. 4285-4294, Jul. 2015.

SELVAM, T.P., RAJAN, K.N.G., NAGARAJAN, P.S., SETHULAKSHMI, P. " Monte Carlo aided room scatter studies in the primary air kerma strength standardization of a remote afterloading ^{192}Ir HDR source", **Physics in Medicine and Biology** v. 46, pp. 2299-2315, Set. 2001.

SHIPLEY, D.R., SANDER, T., NUTBROWN, R.F., " Source geometry factors for HDR ^{192}Ir brachytherapy secondary standard well-type ionization chamber calibrations", **Physics in Medicine and Biology** v. 60, pp. 2573-2586, Mar. 2015.

SOARES, C. G., DOUYSSSET, G., MITCH, M. G., "Primary standards and dosimetry protocol for brachytherapy sources", **Metrologia**, v. 46, pp. 80-98, Mar. 2009

SOLBERG, T. D., DeMARCO, J. J., CHETTY, I. J., *et al.*, "A review of radiation dosimetry applications using the MCNP Monte Carlo code", **Radiochimica Acta** v.89, pp. 337-355, Abr. 2001.

STUMP, K. E., DeWERD L. A., MICKA, J. A., *et al.*, "Calibration of new high dose rate ^{192}Ir sources", **Medical Physics** v.29, n.7, pp. 1483-1488, Jul. 2002.

TEDGREN, A. C., BJERKE, H., GRINDBORG, J.E., HETLAND, P. O., *et al.*, "Comparison of high-dose-rate ^{192}Ir source strength measurements using equipment with traceability to different standards", **Brachytherapy**, pp. 01-04, Jan. 2014.

VIJANDE, J., GRANERO, D., PEREZ-CALATAYUD, J., *et al.*, "Monte Carlo dosimetric study of the Flexisource Co-60 dose rate source", **J Contemp Brachyther.**, v. 04, n. 1, pp. 34-44, Mar. 2012.

WILLIAMSON, J. F., LI, Z., "Monte Carlo aided dosimetry of the microselectron pulsed and high dose-rate ^{192}Ir sources", **Medical Physics** v.22, n.6, pp. 809-819, Jun. 1995.

WILLIAMSON, J. F., "Brachytherapy technology and physics practice since 1950: a half-century of progress", **Physics in Medicine and Biology** v.51, n.13, pp.303-325, Jul. 2006.

X-5 MONTE CARLO TEAM, "MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5", Manual do usuário, Abr. 2003.

YAZDANI, M., MOWLAVI, A. A. "Determining TG-43 brachytherapy dosimetry parameters and dose distribution for a ^{131}Cs source model CS-1", **Iran. J. Radiat. Res** v. 05, n. 2, pp. 85-90, Oct. 2007.

ZHANG, H., DAS, I. J., "Dosimetric perturbations at high-Z interfaces with high dose rate ^{192}Ir source", **Physica Medica** v.30, n.7, pp.782-790, Nov. 2014.