AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Caracterização e estabelecimento de um sistema padrão primário e de um sistema de transferência ou método alternativo/complementar de radiação beta

IVON ORAMAS POLO

Tese apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Doutor em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear - Aplicações

**Orientadora:
Profa. Dra. Linda V.E. Caldas**

**São Paulo
2019**

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

Caracterização e estabelecimento de um sistema padrão primário e de um sistema de transferência ou método alternativo/complementar de radiação beta

Versão Corrigida

Versão Original disponível no IPEN

IVON ORAMAS POLO

Tese apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Doutor em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear- Aplicações

Orientadora:
Profa. Dra.Linda V.E. Caldas

São Paulo
2019

Fonte de Financiamento: CNPq process: 142297/2015-1

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

Como citar:

POLO, I. O. ***Caracterização e estabelecimento de um sistema padrão primário e de um sistema de transferência ou método alternativo/complementar de radiação beta.*** 2019. 212 p. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN/SP, São Paulo. Disponível em: (data de consulta no formato: dd/mm/aaaa)

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

Polo, Ivón Oramas
Caracterização e estabelecimento de um sistema padrão
primário e de um sistema de transferência ou método
alternativo/complementar de radiação beta / Ivón Oramas Polo;
orientadora Linda V.E. Caldas. -- São Paulo, 2019.
212 p.

Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação em Tecnologia
Nuclear (Aplicações) -- Instituto de Pesquisas Energéticas e
Nucleares, São Paulo, 2019.

1. câmara de extrapolação. 2. radiação beta. 3. Monte
Carlo. 4. TL. 5. OSL. I. Caldas, Linda V.E. , orient. II.
Título.

DEDICATÓRIA

*Aos meus país Héctor e Lupe, ao meu
filho Angel Abdul, com amor e carinho.
Em memória de meus avôs. A todos
os que confiaram em mim.*

AGRADECIMENTOS

À Deusa por suas bênçãos.

Aos meus pais Hector e Lupe que sempre confiaram em mim, que me apoiaram em todos os momentos e sem os quais este trabalho não fosse possível.

Ao meu filho Abdul, meu maior presente na vida e meu orgulho. Agradeço a você imensamente por entender minha ausência.

À Dra. Linda V. E. Caldas por ser orientadora, pesquisadora, amiga e uma excelente pessoa. Agradeço a oportunidade de desenvolver este trabalho no IPEN, pelo amor, carinho, amizade e por me ajudar a realizar meu sonho, pela paciência, pela compreensão, pela confiança, pelos conselhos em todas as áreas da vida, pelo sorriso em qualquer circunstância, por me ajudar em tempos difíceis e por ser minha família aqui no Brasil. Não tenho palavras para agradecer. Muito obrigada, Linda!. Muchas gracias!.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, por me abrir suas portas para desenvolver este trabalho.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, pelo suporte financeiro durante todo o período de realização do doutorado.

À Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens, por me permitir usar as instalações do Laboratório de Calibração de Instrumentos e pela amizade.

À Dra. Letícia Lucente Campos Rodrigues, pelas sugestões sobre a dosimetria TL e OSL.

Ao Dr. Orlando Rodrigues Júnior, por todas as sugestões, ajuda e assistência prestadas durante a realização deste trabalho.

Ao Sr. Marcos Xavier, por toda a ajuda e pelas recomendações para o uso da câmara de extrapolação e do sistema BSS2, pela disposição e o espírito de cooperação com os alunos que você sempre tem. Obrigada, Marcos!

À Sra. Deise Aparecida Dias dos Santos, pela assistência no IPEN e principalmente, pela amizade.

Às minhas amigas Doralbis, Ofelia, Clara, Marlene e Lázara, por me apoiarem sempre e por estarem disponíveis para mim em todos os momentos.

À Dra. Annia Duanny, pela ajuda e por sempre confiar em mim. Gracias, Annia!

Aos meus amigos cubanos aqui em São Paulo: meus filhos Héctor, Yaniris e Anabel, María Adelfa, Javier, Martica, Arian, Yusvelis, Maritza e todos os outros, por todas as alegrias que vivemos juntos e por serem ombros para me apoiarem em todos os momentos. À María de los Angeles López Rivas e sua família.

Quero agradecer em especial ao meu grande amigo MSc. Fábio Junqueira Algarve e à sua família, o Sr. Alcides, a Sra. Maria Helena, a Juliana, a Sharleny e a Aninha, pelo amor e pelo carinho, e ainda pelos conselhos, debates e ajuda do Fábio durante a pesquisa e por ser mais que uma família para mim. Gratidão!

Aos meus queridos amigos e colegas do IPEN MSc. Daniel Villani, Dr. Tallyson Sarmento Alvarenga, Dra. Patricia de Lara Antonio, Dr. Danilo Junot, MSc. Shirlane Barbosa, MSc. Lilian Kuahara, Renata Bressane, MSc. Cleide da Silva, MSc. Caio César Santos, Dra. Maria Rosângela Soares e Daniel Litvac, pela amizade, carinho, compreensão, paciência, debates, pelos momentos de alegria e também pelos momentos de desabafo, por compartilharem o sonho da pesquisa.

Ao Dr. William de Souza Santos, pela ajuda com o código MCNP.

Aos técnicos do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN, pelo auxílio e pela amizade.

Aos meus colegas em Cuba, que incentivaram meu amor pela Física Médica e pela Dosimetria das Radiações: Dra. Angelina Díaz, MSc. Juan Francisco Osorio Deliz e Dr. Rodolfo Alfonzo Laguardia.

EPÍGRAFE

“Los sueños parecen al principio imposibles, luego improbables y luego, cuando nos comprometemos, se vuelven inevitables”.

“Voy más allá de las limitaciones del pensamiento humano y me pongo al lado de la infinita Mente Divina, donde todo es posible”.

RESUMO

POLO, I. O. ***Caracterização e estabelecimento de um sistema padrão primário e de um sistema de transferência ou método alternativo/complementar de radiação beta.*** 2019. 211p. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN/SP. São Paulo.

O problema da dosimetria beta está ligado a indivíduos que manipulam fontes radioativas a pequenas distâncias ou em contato. O objetivo principal da dosimetria beta é a determinação da dose na pele e no cristalino do olho. A câmara de extrapolação Böhm foi caracterizada em feixes de radiação beta das fontes de ^{85}Kr e ^{147}Pm e ela foi estabelecida como sistema de padronização primária. Foram determinadas as taxas de dose absorvida no ar e no tecido à profundidade nula e de 0,07 mm das fontes de ^{85}Kr e ^{147}Pm e os seus fatores de transmissão. Além disso, foi caracterizado e estabelecido um sistema de transferência ou método alternativo/complementar de dosimetria beta. Foram aplicadas as técnicas de termoluminescência e de luminescência opticamente estimulada, para a caracterização de detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ em campos padrões de radiação beta, e foram determinados os parâmetros cinéticos do processo termoluminiscente. O material estudado mostrou-se adequado para a dosimetria beta. Foi estabelecido um modelo computacional pelo método Monte Carlo para a câmara de extrapolação e para as fontes de radiação; foram determinadas as taxas de dose absorvida, os fatores de correção de *Bremsstrahlung*, os fatores de correção pelo retroespalhamento do eletrodo coletor e do anel de guarda da câmara de extrapolação e os fatores de dependência angular. Para o sistema de transferência de dosimetria beta, foram determinados os fatores de correção pela atenuação no ar e o espalhamento da radiação no suporte de irradiação dos detectores pelo método Monte Carlo. Todas os testes de caracterização, assim como o modelo de Monte Carlo, foram também realizados e implementados com a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ por ser a fonte de referência da radiação beta e para fins comparativos.

Palavras-chave: câmara de extrapolação; radiação beta; Monte Carlo; TL; OSL.

ABSTRACT

POLO, I. O. ***Characterization and establishment of a primary standard system and a transfer system or alternative / complementary method for beta radiation.*** 2019. 211p. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN/SP. São Paulo.

The problem of beta dosimetry is linked to individuals who manipulate radioactive sources at small distances or in contact. The main objective of beta dosimetry is to determine the dose on the skin and in the lens of the eye. The Böhm extrapolation chamber was characterized in beta radiation beams from ^{85}Kr and ^{147}Pm sources, and a primary standard system was established. The absorbed dose rates in air and tissue at null depth and at 0.07 mm for ^{85}Kr and ^{147}Pm sources and the transmission factors were determined. In addition, a transfer system or alternative/complementary beta dosimetry method was characterized and established too. The thermoluminescence and optically stimulated luminescence techniques were applied for the characterization of the SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ detectors in standard beta radiation fields, and the kinetic parameters of the thermoluminescent process were determined. The studied material was shown to be suitable for beta dosimetry. A model by the Monte Carlo method for the extrapolation chamber and the radiation sources was established. The absorbed dose rates, the Bremsstrahlung correction factors, the correction factors for the backscattering of the collecting electrode and the guard ring of the extrapolation chamber, and the angular dependence factors were determined. For the beta dosimetry transfer system, the correction factors by attenuation in air and the scattering of the radiation in the irradiation holder of the detectors were determined by the Monte Carlo method. All the characterization and tests, as well as the Monte Carlo model, were performed and implemented with the $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ source, because it is the reference source for beta radiation and for comparative purposes.

Key words: extrapolation chamber; beta radiation; Monte Carlo; TL; OSL.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 Esquema simplificado da relação entre laboratórios e o Sistema Internacional de Medições e rastreabilidade dos instrumentos dos usuários (TAUHATA et al., 2014).	2
Figura 1.2 Seção de uma câmara de extrapolação, G - anel de guarda; W - janela de entrada (BÖHM e SCHNEIDER, 1986).	8
Figura 2.1 Esquema simplificado das bandas de energia de um cristal (E_i -Intervalo de energia) (Adaptado de TAUHATA et al., 2003).	24
Figura 2.2 Mecanismo da termoluminescência (Adaptado de TAUHATA et al. (2003)).	25
Figura 2.3 Esquema de uma leitora TLD (Adaptado de TAUHATA et al. (2003)).	26
Figura 2.4 Diferentes etapas envolvidas no processo OSL: (a) excitação do detector OSL pela radiação ionizante; (b) período de latência e (c) estimulação do detector de luz. A parte superior representa a interação do detector com o campo de radiação ionizante e a luz da estimulação. A parte inferior representa o diagrama de bandas de energia do cristal com os níveis de energia disponíveis e as transições eletrônicas correspondentes que ocorrem durante cada fase (Adaptado de YUKIHARA e McKEEVER (2011)).	28
Figura 2.5 Esquema de leitora OSL (Adaptado de YUKIHARA e McKEEVER (2011)).	29
Figura 3.1 Secção transversal da câmara de extrapolação PTW modelo 23392: (1) haste de fixação; (2) conector para tensão de polarização; (3) encaixe de acrílico; (4) anel de fixação; (5) bloco de acrílico; (6) superfície grafitada; (7) janela de entrada; (8) conector de eletrodo coletor; (9) êmbolo de ajuste; (10) estrutura central; (11) suporte; (12) porca do parafuso; (13) anel de rosca; (14) parafuso; (15) mola; (16) tubo; (17) base de fixação; (18) parafuso micrométrico; (19) parafuso de fixação do pistão (PTW-Freiburg, 2002).	30
Figura 3.2 Sistema padrão secundário BSS2: (a) suporte da fonte; (b) sensores de temperatura e umidade; (c) unidade de controle; (d) fontes padrões; (e) filtros homogeneizadores (BSS2, 2005).	32
Figura 3.3 Eletrômetro modelo 6517B da KEITHLEY. Vista frontal (esquerda) e vista traseira (direita) (KEITHLEY, 2009).	34
Figura 3.4 Sistema de medição RISÖ TL/OSL-DA20 do LCI/IPEN.	35
Figura 3.5 Espectrômetro Ocean Optics QE65 Pro (PRO, 2018).	36
Figura 3.6 Forno tipo Mufla modelo MFL01000.	37
Figura 3.7 (1) Suporte para a irradiação dos dosímetros, (2) tampa do suporte de irradiação e (3) suporte para o tratamento térmico.	38
Figura 3.8 Modelo de Monte Carlo MCNP da geometria da câmara de extrapolação PTW modelo 23392 com os componentes.	45
Figura 3.9 Modelo de Monte Carlo para determinar a dependência angular da câmara de extrapolação, mostrando o posicionamento da fonte e da câmara de extrapolação em 3 ângulos diferentes.	47

Figura 3.10 Transmissão das partículas beta que atravessam os materiais de Hostaphan, PVC e PMMA para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm $N(t)/N(0)$: razão entre as partículas beta transmitidas e as partículas beta iniciais.....	49
Figura 3.11 Parâmetros geométricos baseados na forma da curva da resposta TL. (T_M : temperatura máxima do pico, T_1 , T_2 : temperaturas de cada lado da curva correspondentes à metade da intensidade do sinal (PAGONIS et al., 2006).	58
Figura 3.12 Modelo MCNP do sistema BSS2 com a distribuição das partículas e o suporte de PMMA com os detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ numerados de 1 a 25.	64
Figura 4.1 Curvas de saturação da resposta da câmara de extrapolação para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ (d: profundidade da câmara). As incertezas foram menores que $\pm 1,2\%$, $\pm 0,8\%$ e $\pm 0,06\%$ para as profundidades de 0,5 mm, 1,5 mm e 2,5 mm, respectivamente.....	70
Figura 4.2 Correntes de saturação da resposta da câmara de extrapolação para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$. As incertezas foram menores que $\pm 0,9\%$, $\pm 0,06\%$ e $\pm 0,04\%$ para as profundidades de 0,5 mm, 1,5 mm e 2,5 mm, respectivamente.	70
Figura 4.3 Curvas de saturação da resposta da câmara de extrapolação para a fonte de ^{85}Kr (d: profundidade da câmara). As incertezas foram menores de $\pm 1,8\%$, $\pm 0,7\%$ e $\pm 0,3\%$ para as profundidades que 0,5 mm, 1,5 mm e 2,5 mm, respectivamente.....	71
Figura 4.4 Correntes de saturação da resposta da câmara de extrapolação para a fonte de ^{85}Kr . As incertezas foram menores de $\pm 2,7\%$, $\pm 0,2\%$ e $\pm 0,5\%$ para as profundidades que 0,5 mm, 1,5 mm e 2,5 mm, respectivamente.	71
Figura 4.5 Teste de reprodutibilidade da resposta da câmara de extrapolação. As incertezas dos valores relativos foram menores de $\pm 0,1\%$ para ambas polaridades.	76
Figura 4.6 Profundidade nula real determinada para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$. As incertezas foram menores que $\pm 0,1\%$ e $\pm 0,5\%$ para as polaridades positiva e negativa, respectivamente.....	78
Figura 4.7 Profundidade nula real determinada para a fonte de ^{85}Kr . As incertezas foram menores que $\pm 0,4\%$ e $\pm 1,1\%$ para as polaridades positiva e negativa, respectivamente.....	78
Figura 4.8 Profundidade nula real determinada para a fonte de ^{147}Pm . As incertezas foram menores que $\pm 5\%$ e $\pm 5,8\%$ para as polaridades positiva e negativa, respectivamente.....	79
Figura 4.9 Teste de bom funcionamento do conjunto câmara de ionização+eletrômetro (M: Número da série das medições). As incertezas foram menores que $\pm 0,1\%$ para todas as medições.....	80
Figura 4.10 Linearidade da resposta da câmara de extrapolação em função do tempo de integração para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr . As incertezas foram menores que $\pm 0,04\%$ e $\pm 0,2\%$ para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr , respectivamente.....	81

Figura 4.11 Linearidade da resposta da câmara de extrapolação em função da dose absorvida para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm . As incertezas foram menores que $\pm 0,2\%$, $\pm 0,4\%$ e $\pm 1,2\%$ para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente.	82
Figura 4.12 Determinação da corrente $I(0)$ para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$. As incertezas foram menores que $\pm 0,07\%$	86
Figura 4.13 Determinação da corrente $I(0)$ para a fonte de ^{85}Kr . As incertezas foram menores que $\pm 0,4\%$	86
Figura 4.14 Determinação da corrente $I(0)$ para a fonte de ^{147}Pm . As incertezas foram menores que $\pm 8\%$	87
Figura 4.15 Curva normalizada dos fatores de transmissão, correspondente à fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ (Ajuste polinomial de terceira ordem). As incertezas são mostradas na Tabela 4.10.	91
Figura 4.16 Curva normalizada dos fatores de transmissão, correspondente à fonte de ^{85}Kr (Ajuste polinomial de terceira ordem). As incertezas são mostradas na Tabela 4.10.	91
Figura 4.17 Curva normalizada dos fatores de transmissão, correspondente à fonte de ^{147}Pm (Ajuste exponencial, Equação tipo $y = A_1 \cdot \exp(-x/t_1)$). As incertezas são mostradas na Tabela 4.10.	92
Figura 4.18 Curvas de extrapolação da câmara de extrapolação Böhm para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm . As incertezas foram menores que $\pm 1,09\%$, $\pm 1,3\%$ e $\pm 3,3\%$ para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente.	99
Figura 4.19 Modelo de Monte Carlo MCNP da câmara de extrapolação e da fonte de ^{147}Pm	104
Figura 4.20 Fluência relativa espectral normalizada das fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{147}Pm e ^{85}Kr (F: fluência de energia; F_{max} : fluência máxima no espectro).	106
Figura 4.21 Fluência espectral (F) da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ na cavidade da câmara de extrapolação com e sem retroespalhamento.	108
Figura 4.22 Fluência espectral (F) da fonte de ^{85}Kr na cavidade da câmara de extrapolação com e sem retroespalhamento.	109
Figura 4.23 Fluência espectral (F) da fonte de ^{147}Pm na cavidade da câmara de extrapolação com e sem retroespalhamento.	109
Figura 4.24 Dependência angular da resposta da câmara de extrapolação de 0° a 90° para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm . As incertezas foram menores que $\pm 0,3\%$, $\pm 1,7\%$ e $\pm 2,8\%$ para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente.	112
Figura 4.25 Dependência angular da resposta da câmara de extrapolação de 0° a -90° para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm . As incertezas foram menores que $\pm 0,3\%$, $\pm 1,7\%$ e $\pm 2,8\%$ para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente.	113
Figura 4.26 Resposta TL residual dos detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ em função do tratamento térmico.	117
Figura 4.27 Curvas de decaimento OSL sem colimador e com os 4 colimadores.	121
Figura 4.28 Curva de emissão TL sem colimador e com os 4 colimadores.	121

Figura 4.29	Curvas de emissão TL com os 4 colimadores.	122
Figura 4.30	Curvas de decaimento OSL para os detectores de SOL-GEL α -Al ₂ O ₃ para doses de 5 mGy expostos às fontes de ⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y, ⁸⁵ Kr e ¹⁴⁷ Pm (Detector no. 1).	123
Figura 4.31	Curvas de emissão TL para os detectores de SOL-GEL α -Al ₂ O ₃ para doses de 5 mGy expostos às fontes de ⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y, ⁸⁵ Kr e ¹⁴⁷ Pm (Detector nº. 12).	124
Figura 4.32	Curvas dose-resposta OSL e TL do SOL-GEL α -Al ₂ O ₃ para a fonte de ⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y. As incertezas foram menores que $\pm 8\%$ e $\pm 9\%$ para as respostas OSL e TL, respectivamente.	125
Figura 4.33	Curvas dose-resposta OSL e TL do SOL-GEL α -Al ₂ O ₃ para a fonte de ⁸⁵ Kr. As incertezas foram menores que $\pm 10\%$ para as respostas OSL e TL.	125
Figura 4.34	Curvas dose-resposta OSL e TL do SOL-GEL α -Al ₂ O ₃ para a fonte de ¹⁴⁷ Pm. As incertezas foram menores que $\pm 40\%$ e $\pm 10\%$ para as respostas TL e OSL, respectivamente.	126
Figura 4.35	Flutuação das contagens de fundo da leitora RISÖ TL/OSL-DA20 durante o intervalo de tempo das medições.	126
Figura 4.36	Dependência energética relativa das respostas OSL e TL dos detectores de SOL-GEL α -Al ₂ O ₃ para a radiação beta.	129
Figura 4.37	Variação das respostas OSL e TL dos detectores de SOL-GEL α -Al ₂ O ₃ em função da distância fonte-detector.	130
Figura 4.38	Decaimento óptico dos detectores de SOL-GEL α -Al ₂ O ₃ . A linha horizontal indica ausência de fading.	131
Figura 4.39	Decaimento dos sinais OSL e TL dos detectores de SOL-GEL α -Al ₂ O ₃ . A linha horizontal indica ausência de fading.	132
Figura 4.40	Espectro de emissão TL do SOL-GEL α -Al ₂ O ₃ irradiado com 5 Gy de radiação beta.	133
Figura 4.41	Espectro de emissão TL do SOL-GEL α -Al ₂ O ₃ irradiado com 10 Gy de radiação beta.	133
Figura 4.42	Espectro de emissão TL do SOL-GEL α -Al ₂ O ₃ irradiado com 20 Gy de radiação beta.	134
Figura 4.43	Espectro de emissão TL do SOL-GEL α -Al ₂ O ₃ irradiado com 50 Gy de radiação beta.	134
Figura 4.44	Medições da curva de emissão fraccionária de uma amostra de α -Al ₂ O ₃ SOL-GEL irradiada com 0,5 Gy da fonte de ⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y da leitora RISÖ TL/OSL-DA20 registrada a 1 K/s: a) a amostra foi parcialmente aquecida até 413 K e foi registrada a curva de emissão parcial; b) a amostra foi parcialmente aquecida até a temperatura após do pico e a curva de emissão parcial foi registrada; c) a amostra foi aquecida até 623 K e a curva de emissão parcial foi registrada; d) Todas as curvas foram registradas.	137
Figura 4.45	Curva ($T_M - T_{stop}$) para a avaliação da ordem cinética e o número de picos dos detectores de SOL-GEL α -Al ₂ O ₃	138

Figura 4.46	Curvas de emissão TL medidas a 5 K/s após a irradiação com diferentes doses das fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr e gráfico da variação da posição do pico de temperatura em função da dose absorvida.....	139
Figura 4.47	Método da área do pico da curva de resposta para diferentes valores de ordem cinética (b).....	140
Figura 4.48	Deconvolução da curva de emissão TL do pico dos detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ obtida com o programa GlowFit (PUCHALSKA e BILSKI, 2006). Os resíduos confirmam a excelência do ajuste.	141
Figura 4.49	Curvas de emissão TL dos detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ obtidas a diferentes taxas de aquecimento e variação da área do pico em função da taxa de aquecimento.....	143
Figura 4.50	Variação da eficiência da termoluminescência em função da temperatura e curva para a avaliação dos parâmetros do thermal quenching: $W = (1,15 \pm 0,15)$ eV e $C = 8,27 \times 10^{10} \text{ s}^{-1}$. As incertezas foram menores que 4,2 %.	144
Figura 4.51	Curva de emissão de 0,5 Gy, obtida com 10 K/s afetada pelo thermal quenching (Com quenchig) e curva corrigida (Sem quenching).	145
Figura 4.52	Fatores de correção normalizados no suporte dos 25 detectores para as fontes de ^{85}Kr e ^{147}Pm às distâncias fonte-detector de 30 cm e 20 cm, respectivamente. As linhas azuis indicam os limites estabelecidos pela ISO 6980-1 (ISO, 2006).	158
Figura 4.53	Fatores de correção normalizados no suporte dos 25 detectores para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ às distâncias fonte-detector de 11 cm, 20 cm, 30 cm, 30 cm com filtro e 50 cm (distâncias fonte-detector de calibração BSS2 padrão). As linhas azuis indicam os limites estabelecidos pela ISO 6980-1 (ISO, 2006).....	158
Figura 4.54	Fatores de correção normalizados no suporte dos detectores para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ às distâncias fonte-detector de 11 cm, 20 cm e 50 cm com filtro (Distâncias fonte-detector não padrões de calibração BSS2). As linhas azuis indicam os limites estabelecidos pela ISO 6980-1 (ISO, 2006).	159
Figura B.1	Suporte de PMMA (1) e tampa (2) para irradiação dos detectores.	168

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 Características dos radionuclídeos emissores de radiação beta (ISO, 2006).	23
Tabela 3.1 Características da câmara de extrapolação PTW modelo 23392 (PTW, 2002).	31
Tabela 3.2 Características das fontes beta do sistema padrão BSS2 (BSS2, 2005; ISO, 2004).	33
Tabela 3.3 Valores típicos dos parâmetros para funções de transmissão.	39
Tabela 3.4 Coeficientes para o cálculo de k_{pe} (y_0 : Distância de calibração).	41
Tabela 4.1 Correntes de ionização média para as profundidades 0,5 mm, 1,5 mm e 2,5 mm da câmara de extrapolação, correspondentes à resposta das fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr	72
Tabela 4.2 Correntes de saturação, eficiência de coleção de íons, recombinação iônica e efeito da polaridade para as profundidades 0,5 mm, 1,5 mm e 2,5 mm da câmara de extrapolação correspondente à resposta da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	73
Tabela 4.3 Correntes de saturação, eficiência de coleção de íons, recombinação iônica e efeito da polaridade para as profundidades 0,5 mm, 1,5 mm e 2,5 mm da câmara de extrapolação correspondente à resposta da fonte de ^{85}Kr	74
Tabela 4.4 Valores da profundidade nula real da câmara de extrapolação e da corrente I_β para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm	77
Tabela 4.5 Valores das correntes de ionização em função da variação da distância fonte-detector.	83
Tabela 4.6 Teste do tempo de estabilização.	84
Tabela 4.7 Fatores de transmissão para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	88
Tabela 4.8 Fatores de transmissão para a fonte de ^{85}Kr	89
Tabela 4.9 Fatores de transmissão para a fonte de ^{147}Pm	90
Tabela 4.10 Fatores de transmissão normalizados para o tecido (0,07 mg/cm ²) para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm	93
Tabela 4.11 Fatores de correção que não variam com a profundidade da câmara ou durante a medição.	95
Tabela 4.12 Fatores de correção k_{de} para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm	96
Tabela 4.13 Fatores de correção k_{abs} para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm	96
Tabela 4.14 Fatores de correção k_{ad} para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm para cada profundidade da câmara.	97
Tabela 4.15 Fatores de correção k_{di} para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm para cada profundidade da câmara.	97
Tabela 4.16 Fatores de correção k_{pe} para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm para cada profundidade da câmara.	98
Tabela 4.17 Fatores de correção k_{sat} para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm para cada profundidade da câmara.	98

Tabela 4.18 Taxas de dose absorvida no ar à profundidade nula, determinadas experimentalmente, para cada fonte e valores dos certificados de calibração.	100
Tabela 4.19 Taxas de dose absorvida no tecido à profundidade nula, determinadas para cada fonte e valores dos certificados de calibração.	100
Tabela 4.20 Taxas de dose absorvida no ar à profundidade de 0,07 mm para cada fonte e valores dos certificados de calibração.	101
Tabela 4.21 Taxas de dose absorvida no tecido à profundidade de 0,07 mm para cada fonte e valores dos certificados de calibração.	102
Tabela 4.22 Taxas de dose absorvida do certificado de calibração das fontes e determinadas experimentalmente e mediante o código de Monte Carlo MCNP.	104
Tabela 4.23 Fluência das partículas na cavidade da câmara de extrapolação.	105
Tabela 4.24 Número de partículas que atravessaram a superfície da fonte e as partículas que atravessaram a janela de entrada da câmara de extrapolação.	106
Tabela 4.25 Interações na cavidade sem (1) e com absorvedores (2) Tracks entering: número de partículas que entraram na região de interesse (célula); Population: inclui os elétrons secundários e/ou elétrons espalhados; e Substeps: trechos em que são amostradas a soma de sucessivas colisões (multi-espalhamento, que armazenam na memória do MCNP a posição, direção e energia das partículas).....	107
Tabela 4.26 Fatores de correção de Bremsstrahlung das fontes determinados pelo método Monte Carlo.	107
Tabela 4.27 Interações na cavidade da câmara de extrapolação no ar: (a) em condições livres de retroespalhamento e (b) com todos os componentes. Tracks entering: número de partículas que entraram na região de interesse (célula); Population: inclui os elétrons secundários e/ou elétrons espalhados; e Substeps: trechos em que são amostradas a soma de sucessivas colisões (multi-espalhamento, que armazenam na memória do MCNP a posição, direção e energia das partículas).....	110
Tabela 4.28 Energia depositada pela radiação na cavidade da câmara de extrapolação (MeV) para cada fonte: (a) sem considerar os componentes em condições livres de retroespalhamento e (b) considerando a câmara com todos os componentes.	110
Tabela 4.29 Fatores de retroespalhamento B_{PMMA} e os fatores de correção k_{ba}	111
Tabela 4.30 Variação angular com respeito ao ângulo 0° para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm	114
Tabela 4.31 Estudo do tratamento térmico para os detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$	116
Tabela 4.32 Reprodutibilidade dos detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$	118
Tabela 4.33 Fatores relativos da sensibilidade intrínseca (S_i) para cada grupo de detectores.	119
Tabela 4.34 Fatores de correção para os colimadores.	122

Tabela 4.35 Fatores de calibração OSL e TL para os detectores de SOL-GEL α -Al ₂ O ₃	127
Tabela 4.36 Sensibilidade intrínseca dos detectores de SOL-GEL α -Al ₂ O ₃ para as respostas OSL e TL das fontes de ⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y, ⁸⁵ Kr e ¹⁴⁷ Pm.....	128
Tabela 4.37 Limite inferior de detecção dos detectores de SOL-GEL α -Al ₂ O ₃ para cada fonte.....	128
Tabela 4.38 Parâmetros para os métodos baseados na forma do pico da curva de resposta TL. ($\tau = T_M - T_1$; $\delta = T_2 - T_M$; $\omega = T_2 - T_1$; $\mu = \delta/\omega$; T_M : temperatura máxima do pico; T_1 , T_2 : temperaturas de cada lado da curva correspondentes à metade da intensidade do sinal (PAGONIS et al., 2006)) (Ver Figura 3.11).	139
Tabela 4.39 Energia de ativação e fator de frequência para o pico dos detectores de SOL-GEL α -Al ₂ O ₃	142
Tabela 4.40 Quantidade de elétrons para a simulação do suporte e da cobertura dos dosímetros.	148
Tabela 4.41 Quantidade de eletrons para a simulação sem o suporte e sem a cobertura com os dosímetros.	150
Tabela 4.42 Fração (%) das partículas beta que foram absorvidas ou espalhadas levando em conta a energia da fonte.	152
Tabela 4.43 Fração (%) das partículas beta espalhadas para as simulações da fonte de ⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y com filtro homogeneizador do feixe para as distâncias fonte-detector de 11 cm, 20 cm e 50 cm.	154
Tabela 4.44 Fatores de correção para atenuação no ar ou espalhamento no suporte de irradiação da radiação beta (distâncias fonte-detector padrões do sistema BSS2).	155
Tabela 4.45 Fatores de correção pelo espalhamento para radiação beta (Fonte de ⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y para as distâncias fonte-detector de 11 cm, 20 cm e 50 cm com filtro homogeneizador.	157
Tabela 4.46 Comparação dos valores médios normalizados dos fatores de correção dos detectores para uma área de 30 mm x 30 mm e dos valores similares relatados para uma câmara de extrapolação primária de Physikalisch -Technische Bundesanstalt (PTB) (eletrodo coletor de 30 mm) para as distâncias fonte-detector padrões do sistema BSS2.	159
Tabela A.1 Incerteza padrão combinada da corrente corrigida para a determinação das taxas de dose absorvida da fonte de ⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y para uma distância fonte-detector de 11 cm. Os fatores de correção foram definidos no texto (item 3.5).	165
Tabela A.2 Incerteza padrão combinada para a determinação das taxas de dose absorvida no ar da fonte de ⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y para uma distância fonte-detector de 11 cm. (Os parâmetros das fontes de incerteza e os fatores de correção foram definidos nos itens 2.5.5 e 3.5).	166
Tabela A.3 Incerteza padrão combinada para a determinação das taxas de dose absorvida no tecido da fonte de ⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y para uma distância fonte-detector de 11 cm. (Os parâmetros das fontes de incerteza e os fatores de correção foram definidos nos itens 2.5.5 e 3.5).	167

LISTA DE SIGLAS

AIEA	Agência Internacional de Energia Atômica
BARC	<i>Bhabha Atomic Research Centre</i>
BIPM	<i>Bureau International des Poids et Mesures</i>
BSS	<i>Beta Secondary Standard</i>
CDTN	Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear
CIEMAT	<i>Laboratorio de Metrología de las Radiaciones Ionizantes</i>
CIPM	<i>Comite International des Poids et Mesures</i>
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CPHR	<i>Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones</i>
CV	Coeficiente de variação
FOM	Figura de Mérito
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
ININ	<i>Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares</i>
IPEN	Instituto de Pesquisas Energeticas e Nucleares
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
KRISS	<i>Korea Standards Research Institute</i>
LCI	Laboratório de Calibração de Instrumentos
LNMRI	Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes
NIM	<i>National Institute of Metrology</i>
NIST	<i>National Institute of Standards and Technology</i>
NMIJ	<i>National Metrology Institute of Japan</i>
NMISA	<i>National Metrology Institute of South Africa</i>
NPL	<i>National Physical Laboratory</i>
NRC	<i>National Research Council</i>
MKEH	<i>Hungarian Trade Licensing Office</i>
OSL	<i>Optically Stimulated Luminescence</i>
PMMA	<i>Poly (methyl methacrylate)</i>
PTB	<i>Physikalisch -Technische Bundesanstalt</i>
PTW	<i>Physikalisch -Technische Werkstätten</i>
PVC	<i>Polyvinyl chloride</i>
RP & AD	<i>Radiological Physics & Advisory Division</i>
TL	Termoluminescência
TLD	<i>Thermoluminescence Dosimetry</i>
SSM	<i>Swedish Radiation Safety Authority</i>
VNIIM	<i>Mendeleyev Institute for Metrology</i>

SUMARIO

DEDICATÓRIA	
AGRADECIMENTOS	
EPÍGRAFE	
RESUMO.....	
ABSTRACT	
LISTA DE FIGURAS.....	
LISTA DE TABELAS	
LISTA DE SIGLAS.....	
SUMARIO.....	
1. INTRODUÇÃO	1
1.1 Objetivos do trabalho	6
1.1.1 Objetivos principais	6
1.1.2 Objetivos específicos	6
1.2 Revisão da literatura	7
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	13
2.1 Grandezas e unidades dosimétricas	13
2.2 Câmaras de ionização	13
2.3 Teoria da cavidade. Princípio de Bragg-Gray	14
2.4 Caracterização da resposta de câmaras de ionização.....	14
2.4.1 Determinação da corrente de fuga	15
2.4.2 Curva de saturação	15
2.4.3 Tempo de estabilização	16
2.4.4 Estabilidade da resposta	17
2.4.5 Linearidade da resposta	17
2.4.6 Variação da resposta da câmara com a distância fonte-detector.....	17
2.5 Medições com câmaras de extrapolação.....	17

2.5.1	Determinação da corrente de ionização.....	18
2.5.2	Profundidade nula	18
2.5.3	Curvas de extrapolação	18
2.5.4	Fatores de transmissão	18
2.5.5	Taxa de dose absorvida no tecido.....	20
2.6	Radiações beta de referência	22
2.7	Sistemas dosimétricos luminescentes	23
2.7.1	Termoluminescência	24
2.7.2	Instrumentação para medição de termoluminescência	26
2.7.3	Luminescência opticamente estimulada.....	27
2.7.4	Instrumentação para medição de luminescência opticamente estimulada.....	29
3.	MATERIAIS E MÉTODOS	30
3.1	Câmara de extrapolação PTW modelo 23392	30
3.2	Sistema padrão secundário beta BSS2	31
3.3	Eletrômetro modelo 6517B	33
3.4	Sistema dosimétrico.....	34
3.4.1	Detectores de SOL-GEL α -Al ₂ O ₃	34
3.4.2	Sistema de medição RISÖ TL/OSL-DA20.....	34
3.4.3	Sistema de tratamento térmico.....	37
3.4.4	Materiais auxiliares para a dosimetria luminescente	37
3.5	Determinação dos fatores de correção para medições com câmaras de extrapolação.....	38
3.6	Modelo computacional da câmara de extrapolação e das fontes	43
3.6.1	Método Monte Carlo MCNP5	43
3.6.2	Modelo de Monte Carlo da câmara de extrapolação e das fontes de radiação do sistema BSS2	44
3.7	Transmissão das partículas beta	48
3.8	Luminescência	49
3.8.1	Tratamento térmico	50
3.8.2	Reprodutibilidade da resposta.....	51
3.8.3	Fator de sensibilidade relativa intrínseca	52
3.8.4	Fator de calibração.....	53
3.8.5	Limite inferior de detecção	54
3.8.6	Sensibilidade intrínseca dos dosímetros	54
3.8.7	Dependência energética da resposta.....	54

3.8.8	Dcaimento do sinal luminescente	55
3.8.9	Análise dos parâmetros cinéticos do processo termoluminescente ...	55
3.8.10	Estudo do efeito do “ <i>Thermal quenching</i> ”	61
3.8.11	Fator de correção pela atenuação no ar e espalhamento da radiação no suporte de irradiação dos detectores	62
3.9	Incertezas das medições	65
3.9.1	Avaliação de incertezas do tipo “A”	66
3.9.2	Avaliação de incertezas do tipo “B”	66
3.9.3	Determinação da incerteza combinada	67
3.9.4	Determinação da incerteza expandida	67
4.	RESULTADOS E DISCUSSÃO	68
4.1	Câmara de extrapolação	68
4.1.1	Curvas de saturação da corrente de ionização das fontes padrões ...	68
4.1.2	Estabilidade da resposta	75
4.1.3	Determinação da profundidade nula real	76
4.1.4	Teste de bom funcionamento do conjunto câmara de ionização+ eletrômetro	79
4.1.5	Linearidade da resposta	80
4.1.6	Variação da resposta em função da distância fonte-detector	82
4.1.7	Tempo de estabilização	83
4.1.8	Determinação dos fatores de transmissão no tecido	84
4.1.9	Determinação da taxa de dose absorvida	94
4.2	Modelo de Monte Carlo da câmara de extrapolação e das fontes do sistema BSS2	103
4.2.1	Fator de correção de <i>Bremsstrahlung</i>	106
4.2.2	Fator de correção pelo retroespalhamento	108
4.2.3	Determinação do fator de dependência angular	111
4.3	Dosimetria de radiação beta usando técnicas luminescentes	115
4.3.1	Características dos detectores de SOL-GEL α -Al ₂ O ₃	115
4.3.2	Tratamento térmico	115
4.3.3	Teste de reprodutibilidade da resposta	117
4.3.4	Fator relativo de sensibilidade intrínseca	119
4.3.5	Caracterização dos colimadores da leitora RISÖ	120
4.3.6	Curvas de decaimento OSL e curvas de emissão TL	123
4.3.7	Curvas Dose-Resposta	124
4.3.8	Sensibilidade intrínseca dos detectores de SOL-GEL α -Al ₂ O ₃	127
4.3.9	Limite inferior de detecção (LID)	128
4.3.10	Dependência energética dos detectores de SOL-GEL α -Al ₂ O ₃	129
4.3.11	Variação da resposta em função da distância fonte-detector	130
4.3.12	Dcaimento do sinal (<i>Fading</i>)	131
4.3.13	Espectros de emissão TL	132

4.3.14	Parâmetros cinéticos do processo termoluminescente do SOL-GEL α -Al ₂ O ₃	136
4.3.15	Parâmetros do <i>thermal quenching</i> dos detectores de SOL-GEL α -Al ₂ O ₃	142
4.3.16	Fator de correção pela atenuação no ar e espalhamento da radiação no suporte de irradiação dos detectores	145
5.	CONCLUSÕES	160
	ANEXO A.....	164
	Determinação das incertezas da taxa de dose absorvida da fonte de ⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y para uma distância fonte-detector de 11 cm	164
	ANEXO B.....	168
	Procedimento para o estabelecimento de um sistema de transferência ou método alternativo/complementar de radiação beta	168
	ANEXO C	173
	Procedimento para a determinação da taxa de dose absorvida com uma câmara de extrapolação.....	173
	ANEXO D	176
	Trabalhos desenvolvidos durante o doutorado.....	176
	D.1 Artigos publicados em periódicos	176
	D.2 Trabalhos apresentados em congressos	177
6.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	178

1. INTRODUÇÃO

A coordenação internacional de medições é realizada no âmbito de um tratado conhecido por "Convenção do Metro". Este tratado data de 1875 e conta atualmente com 51 países signatários. O tratado estabelece uma série de organismos que realizam várias funções relacionadas com o estabelecimento e a manutenção de um sistema internacional unificado de medição. O mais importante deles, de um ponto de vista prático, é o Comitê Internacional de Pesos e Medidas (*Comité International des Poids et Mesures*, CIPM) e seu laboratório associado, o Bureau Internacional de Pesos e Medidas (*Bureau International des Poids et Mesures*, BIPM), localizado em Paris (ICRU, 2011; ANDREO et al., 2017).

O importante papel do BIPM é atuar como um ponto focal para a comparação de padrões realizada por países individuais, conhecidos como padrões nacionais. O padrão nacional pode ser um padrão primário, que realiza a medição da grandeza diretamente, sem referência a outras normas, ou ele pode ser um padrão secundário, calibrado contra um padrão primário realizada em outro lugar. As relações entre o BIPM, laboratórios nacionais de normalização, e os usuários finais de uma medição e a qualidade dos instrumentos são mostrados esquematicamente na Figura 1.1.

Os valores das incertezas das medições são cada vez menores e mais rigorosos nos padrões nacionais e internacionais, e certamente no BIPM (ANDREO et al., 2017).

Um padrão primário é um instrumento que pode ser usado para determinar uma grandeza física sem referência a outro instrumento que faz a medição da mesma grandeza, sem precisar de calibração (ANDREO et al., 2017). Para considerar uma fonte como padrão primário, ela tem que ser calibrada por um método de medições absolutas e deve possuir o certificado de um laboratório de padronização primária, quanto às grandezas fundamentais. Uma fonte padrão secundária é uma fonte que é calibrada com referência a uma fonte padrão primária (IAEA, 2000).

Figura 1.1 Esquema simplificado da relação entre laboratórios e o Sistema Internacional de Medições e rastreabilidade dos instrumentos dos usuários (TAUHATA et al., 2014).

Em geral, o termo “calibração” pode ser simplificado quando se trata de um dosímetro e ser definido como o processo pelo qual um coeficiente N é obtido (coeficiente de calibração) e que multiplicado pela medição M do dosímetro fornece o valor convencionalmente verdadeiro do mensurando no ponto de referência do detector (BROSED, 2011).

Como parte dos programas de controle de qualidade dos instrumentos metrológicos e fontes de radiação, a Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) recomenda a sua calibração periódica. Para as fontes de radiação beta, a calibração é realizada em termos de taxa de dose absorvida no ar ou no tecido/água (IAEA, 2002; ICRU, 2004; ISO, 2004).

Exemplos de laboratórios padrões primários que realizam a calibração de fontes de radiação beta em termos de taxa de dose absorvida no ar ou no tecido/água, são: nos Estados Unidos é o *National Institute of Standards and Technology* (NIST), na Alemanha é o *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (PTB), na Inglaterra é o *National Physical Laboratory* (NPL), no Canadá é o *National Research Council* (NRC), na Rússia é o *Mendeleev Institute for Metrology* (VNIIM) e na França é o BIPM.

O *Accredited Dosimetry Calibration Laboratory* (ADCL), do Centro de Pesquisas Médicas das Radiações da Universidade de Wisconsin, nos Estados

Unidos, que é um laboratório padrão secundário, também oferece o mesmo serviço de calibração (UWRCL,2017). Outros laboratórios padrões secundários que trabalham com radiações beta são: em Cuba o *Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones* (CPHR), no México o *Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares* (ININ), na África do Sul o *National Metrology Institute of South Africa* (NMISA), na Espanha o *Laboratorio de Metrología de las Radiaciones Ionizantes* (CIEMAT), na Hungria o *Hungarian Trade Licensing Office* (MKEH), na Suécia a *Swedish Radiation Safety Authority* (SSM), na Índia o *Bhabha Atomic Research Centre* (BARC), na China o *National Institute of Metrology* (NIM), na Coreia do Sul o *Korea Standards Research Institute* (KRISS) e no Japão o *National Metrology Institute of Japan* (NMIJ), entre outros (BEHRENS et al. 2007).

No Brasil e na América Latina não existe nenhum laboratório padrão primário de dosimetria de radiações ionizantes. O Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI) vinculado ao Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), é responsável por designação do INMETRO (INMETRO a, 2012), desde 2002, pela guarda e disseminação dos padrões nacionais das unidades SI das grandezas físicas kerma, fluência, equivalente de dose, dose absorvida e atividade para as várias aplicações das radiações ionizantes em vários campos (INMETRO, 2017). O LNMRI integra a rede dos Laboratórios de Dosimetria Padrão Secundário da Agência Internacional de Energia Atômica, AIEA, mas não oferece serviços de calibração de instrumentos detectores de radiação beta (LNMRI, 2017).

O Laboratório de Calibração de Instrumentos do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (LCI/IPEN) oferece serviços de calibração de instrumentos medidores de radiação utilizados nas áreas de radioproteção, radioterapia e radiodiagnóstico, utilizando feixes padronizados das radiações alfa, beta, gama e X. O LCI tem rastreabilidade ao LNMRI e aos laboratórios padrões primários: NPL, PTB e NIST (LCI, 2017).

No LCI/IPEN há dois sistemas padrões secundários para a calibração de detectores de radiação beta. Estas calibrações vêm sendo realizadas desde 1986 de acordo com as recomendações internacionais. Estes sistemas são conhecidos como BSS1 (*Beta Secondary Standard*), da *Buchler GmbH & Co*, Alemanha, e

BSS2 da *Isotrak*, Alemanha, e são compostos das fontes de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$, ^{204}Tl e ^{147}Pm e de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente (PTB, 1981a; PTB, 1981b, PTB, 2005a; PTB, 2005b; PTB, 2005c).

O Laboratório de Calibração de Dosímetros do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (LCD/CDTN/CNEN), Belo Horizonte, desenvolveu em 2005 a capacidade metrológica em radiação beta, instalando o sistema BSS2, para ensaios de desempenho de detectores em campos de radiação beta, principalmente para dosímetros de extremidades.

Quando se realiza a calibração de detectores beta-gama, o procedimento em geral é feito somente com radiação gama, mas em muitos casos a dose absorvida devido à radiação beta é muitas vezes maior do que a dose correspondente à radiação gama. Um cálculo simples permite evidenciar o perigo da irradiação proveniente de emissores beta. Considerando uma emissão simultânea de um raio gama de 1.0 MeV e de um elétron com a mesma energia e se o alvo for a pele localizada a uma pequena distância da fonte, tem-se que a taxa de dose equivalente, para uma taxa de fluência de radiação gama em $\text{cm}^{-2} \text{s}^{-1}$ no equilíbrio eletrônico, será $1.76 \cdot 10^{-2} \mu\text{Sv.h}^{-1}$. Para esta mesma fluência de radiação beta, a taxa de dose equivalente será $1.0 \mu\text{Sv.h}^{-1}$, ou seja, 57 vezes maior (CEA-R-5234, 1983). No LCI/IPEN, os detectores beta-gama são inicialmente calibrados em feixes de radiação gama (^{137}Cs ou ^{60}Co , dependendo do caso); em seguida, são testados em feixes de radiação beta. Nos certificados de calibração são reportados todos os valores resultantes das calibrações.

O instrumento primário estabelecido para a medição de radiação beta é a câmara de extrapolação (BÖHM, 1986; CALDAS, 1986; NIST, 2010; BEHRENS et al. 2011; BRUNZENDORF, 2012; ANTONIO et al., 2014). Este instrumento, fundamentado pela teoria de Bragg-Gray, permite determinar de forma absoluta a dose absorvida ou a taxa de dose absorvida de emissores beta e de outras fontes de radiação de pequeno poder de penetração a várias profundidades, satisfazendo às principais imposições da teoria cavitária que são: pequena superfície coletora e pequeno volume de ar (CALDAS, 1980).

Como mencionado, a câmara de extrapolação constitui o padrão primário para a medição da radiação beta. No entanto, a calibração de dosímetros com este

instrumento deve ser realizada sob condições especiais de laboratório, com controle das condições ambientais (temperatura, umidade e pressão). Além disso, a câmara é pesada, a sua janela de entrada é muito delicada e os procedimentos de calibração levam muito tempo. Uma alternativa para a dosimetria beta são as técnicas luminescentes como termoluminescência (TL) e luminescência opticamente estimulada (OSL).

A dosimetria TLD, do inglês *Thermoluminescence Dosimetry*, é uma técnica apropriada para a medição de dose absorvida. O fenômeno TL consiste no fato que certos sólidos previamente irradiados emitem luz quando são aquecidos a uma temperatura inferior à da temperatura de incandescência (AZORIN, 2004). Esta técnica tem sido utilizada em aplicações de radiação beta. A escolha do material do dosímetro é muito importante para esta radiação que tem um poder de penetração baixo (IAEA, 2002; ICRU, 2004; OLIVEIRA e CALDAS, 2007; SOARES et al., 2001; MANCOSU et al., 2010; ANTONIO et al., 2012b, ANTONIO, 2013). Os dosímetros destinados a medir as doses de radiação beta idealmente devem ser tão finos quanto possível, porque a resposta do dosímetro depende do intervalo de energia das partículas beta a ser monitorado (KUMAR et al., 2013).

Os detectores OSL, do inglês *Optically Stimulated Luminescence* (OSL), constituem outros tipos de dosímetros que vêm sendo investigados em campos de radiação beta (McKEEVER et al., 1995; AKSELROD et al., 1999; PINTO et al., 2008; YUKIHARA e McKEEVER, 2008; DING e MALCOLM, 2013; ANTONIO, 2013; KUMAR et al., 2013; NASCIMENTO et al., 2013). O seu mecanismo de interação é semelhante ao do TLD, mas utiliza a luz como estímulo em vez do calor que produz a luminescência induzida pela radiação.

O desenvolvimento de circuitos eletrônicos complexos, a introdução dos computadores que permitem o processamento com vários processadores e os *clusters* computacionais evoluíram os métodos de Monte Carlo para transporte de partículas. Os tempos de cálculo foram diminuídos de forma significativa. Isso permite realizar simulações com geometrias cada vez mais parecidas à física real do problema específico.

1.1 Objetivos do trabalho

1.1.1 Objetivos principais

Os dois objetivos principais deste trabalho consistiram na caracterização e o estabelecimento de um sistema de padronização primária em radiação beta (para fontes de ^{85}Kr e ^{147}Pm) no LCI, utilizando a câmara de extrapolação Böhm como sistema padrão primário, e na caracterização e o estabelecimento de um sistema de transferência ou método alternativo/complementar de dosimetria.

1.1.2 Objetivos específicos

Este trabalho apresenta os seguintes objetivos específicos:

1. Estudo e caracterização da resposta da câmara de extrapolação Böhm, com a obtenção da curva de saturação, profundidade nula real, corrente de fuga, linearidade da resposta, estabilidade de resposta, variação da resposta em função da distância fonte-detector e tempo de estabilização, utilizando as fontes de ^{85}Kr e ^{147}Pm ;
2. Determinação de taxas de dose absorvida no ar e no tecido (profundidade de 0,07 mm) das fontes de ^{85}Kr e ^{147}Pm do sistema padrão secundário BSS2 do LCI, utilizando a câmara de extrapolação Böhm;
3. Simulação por método Monte Carlo do funcionamento da câmara de extrapolação e as fontes de radiação beta para a determinação de parâmetros físicos difíceis ou impossíveis de medir na prática, bem como a dose absorvida no tecido. Estabelecimento de um modelo Monte Carlo para a câmara de extrapolação e para as fontes de radiação;
4. Aplicação das técnicas de termoluminescência e de luminescência opticamente estimulada, para a caracterização de alguns materiais, em campos padrões de radiação beta, para o estabelecimento de um sistema de transferência ou método alternativo/complementar para dosimetria da radiação beta. Realização de testes de reprodutibilidade de resposta; dependência energética; e determinação das curvas de dose-resposta e do limite inferior de detecção;

5. Preparação de procedimentos de utilização da câmara de extrapolação Böhm para calibração das fontes de ^{85}Kr , ^{147}Pm (LCI).

1.2 Revisão da literatura

Os riscos da radiação beta podem ser encontrados no setor da energia nuclear, no processamento de minerais radioativos, em aplicações de pesquisa, médicas e industriais, e em torno de aceleradores. A precisão e a confiabilidade da dosimetria beta nem sempre receberam a mesma importância que a dosimetria gama. Isso pode ser atribuído em parte às dificuldades técnicas na medição de doses de radiação beta e em parte, ao fato de que, em condições normais de trabalho, a radiação beta geralmente constitui um risco menor para o pessoal do que a radiação gama. No entanto, há uma série de situações médicas e industriais onde é necessário manipular materiais não blindados ou não blindados corretamente, onde o risco da radiação beta é particularmente importante. As doses de uma fonte não blindada corretamente podem ser 50 vezes maiores do que as doses por radiação gama (ICRU, 1997).

A importância de uma avaliação precisa dos perigos devido à radiação beta aumenta após uma liberação acidental de material radioativo quando é necessário trabalhar em campos intensos de radiação beta para eliminar a contaminação nas superfícies expostas. Um exemplo extremo desta situação é o acidente de Chernobyl, onde vários trabalhadores que receberam doses de radiação beta morreram (ICRU, 1997).

Uma das principais dificuldades de determinar a dose pela radiação beta é a grande variação da dose em curtas distâncias. A dificuldade aumenta dentro do tecido, devido à grande atenuação desta radiação. Outra dificuldade é a necessidade de medir doses em camadas muito finas como as células basais da pele. Para simular esses volumes, o detector deve ser extremamente fino, com a consequente redução da sensibilidade. Esses problemas são ainda mais complicados pela grande dispersão da radiação beta no ar (ICRU, 1997).

O objetivo geral da dosimetria beta na radioproteção é fornecer informações que ajudem a manter os efeitos nocivos da radiação beta dentro de limites

aceitáveis e em eventos de grandes exposições, que o pessoal seja assistido com tratamentos médicos e prognósticos adequados (ICRU, 1997).

Em 1937, Failla desenvolveu a primeira câmara de extrapolação para a finalidade de medir a dose superficial de um material sob irradiação. Esta câmara recebeu seu nome (FAILLA, 1937). Failla não reportou medições de radiação beta com essa câmara. Em 1953, Loevinger desenvolveu uma câmara de extrapolação especial para esta finalidade, que se tornou padrão para outros investigadores (LOEVINGER, 1953). Genna e Laughlin (1955) determinaram a corrente de ionização com uma câmara de extrapolação em feixes de radioterapia. Em 1966, Loevinger e Trott desenvolveram uma câmara de extrapolação com eletrodos removíveis (LOEVINGER e TROTT, 1966). Manson et al. realizaram medições de doses na região do equilíbrio eletrônico de energia de megavoltagem (MANSON et al., 1975). Anos mais tarde, na Alemanha uma nova câmara com volume sensível incorporado em um manequim de grafite cilíndrico foi construída (SCHNEIDER, 1982; BÖHM e SCHNEIDER, 1986). Discussões subsequentes sobre grandezas de medição para radioproteção resultaram no desenvolvimento de uma outra câmara de extrapolação situada dentro de uma esfera ICRU (BÖHM e SCHNEIDER, 1986). Na Figura 1.2 é mostrada a câmara de extrapolação desenvolvida por Böhm e Schneider.

Figura 1.2 Seção de uma câmara de extrapolação, G - anel de guarda; W - janela de entrada (BÖHM e SCHNEIDER, 1986).

Basicamente, a câmara de extrapolação é uma câmara de ionização de placas paralelas que tem dois eletrodos paralelos: o eletrodo de alta tensão ou

janela de entrada e o eletrodo coletor. A janela deve ser fina o suficiente para não atenuar a radiação beta, mas robusta o suficiente para não ser deformada ao ser atraída pelo eletrodo coletor. Para evitar a ocorrência de corrente de fuga e definir o volume no interior da câmara, o eletrodo coletor encontra-se rodeado por um anel de guarda. Entre o eletrodo e o anel de guarda, um material isolante é usado. O eletrodo coletor é mantido no potencial de terra. A distância entre os eletrodos pode ser variada, dependendo do volume de ar no interior da câmara por meio de uma rosca exterior para proteger a janela da câmara (KNOLL, 2004). Para fornecer a alta tensão para a janela de entrada da câmara de extrapolação, é usada uma fonte de corrente contínua de tensão variável. Para medir a corrente coletada pelo eletrodo coletor, é usado um eletrômetro de baixo ruído (ABNT, 2017).

Outras câmaras de extrapolação foram desenvolvidas para diferentes aplicações (DUPREEZ, 1987; ZANKOWSKI e PODGORSK, 1997; BAMBYNEK, 2002; RAVICHANDRAN et al., 2009; VAHABI et al., 2014; HANSEN et al., 2018).

Caldas (1980) realizou testes com radiação beta usando uma câmara de extrapolação comercial e examinou diversos efeitos. Foi demonstrada a possibilidade do uso da câmara de extrapolação na calibração e dosimetria beta. Em 1996, Dias (1996) desenvolveu uma câmara de extrapolação como instrumento de referência para dosimetria de calibração beta.

No LCI/IPEN foram construídas câmaras de extrapolação e foram caracterizadas suas respostas à radiação beta (DIAS e CALDAS, 1999; OLIVEIRA e CALDAS, 2005a, 2005b). No LCI, uma câmara de ionização de extrapolação Böhm (PTW, 2002) foi caracterizada em feixes de radiação beta de fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ com os padrões secundários BSS1 e BSS2. Além disso, foram determinadas duas das principais características das fontes de radiação beta: fatores de transmissão no tecido e taxas de dose absorvida com diferentes janelas de entrada. A câmara de extrapolação foi estabelecida como sistema padrão primário beta na calibração de detectores e fontes de radiação beta para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ (ANTONIO, 2014).

A câmara de extrapolação Böhm modelo 23392 tem sido caracterizada em feixes de radiação beta em vários trabalhos (BÖHM, 1986; BEHRENS et al., 2011;

BENAVENTE, 2011; REYNALDO, 2005; ANTONIO, 2013; BAKSHI et al., 2013, REYNALDO, 2015).

Os sistemas BSS1 e BSS2 vem sendo usados para desenvolver instalações e procedimentos para a calibração de instrumentos e fontes de radiação beta (CALDAS, 1980; BÖHM, 1986; PRUITT et al., 1988; BRUNZENDORF, 2012a; BRUNZENDORF, 2012b)

No CDTN/CNEN foi caracterizado e implantado o sistema padrão secundário BSS2 para calibração de dosímetros em campos de radiação beta (REYNALDO, 2005); foi caracterizada uma câmara de extrapolação para verificação da coerência metrológica e foi estabelecida uma metodologia para considerar a câmara como padrão primário para medição da dose absorvida em campos de radiação beta (BENAVENTE, 2011; REYNALDO, 2015). Além disso, foram verificadas as taxas de doses absorvidas usando a câmara de extrapolação e filmes radiocrômicos (REYNALDO et al., 2016).

Para as partículas beta, há uma atenuação rápida ao atravessar uma camada de matéria relativamente fina. As perdas de energia beta (dE) por unidade da trajetória (dx) é uma função forte da energia beta, com a deposição de energia maior perto do final da trajetória. Os dosímetros TL com uma espessura inferior ao alcance da radiação beta atuam como detectores da função dE/dx conforme exigido pela definição de dose de pele, enquanto os dosímetros espessos atuam como detectores de absorção total. Assim, para fazer a função dE/dx independente da energia das partículas beta, a espessura do detector deve ser pequena em comparação com os intervalos de todas as energias de elétrons de interesse (KUMAR et al., 2016).

As respostas TL e OSL dos dosímetros em feixes de radiação beta têm sido estudadas em vários trabalhos (LAKSHMANAN et al., 1980; VOHRA et al., 1980; CONTENO et al., 1984; CROSS, 1997; NAGPAL et al., 1996; AKSELROD et al., 1999; MANCOSU et al., 2005; PINTO et al., 2008; ANTONIO, 2013; KUMAR et al., 2013; KUMAR et al., 2016).

Para a calibração de campos de radiação beta, podem ser usados dosímetros termoluminescentes finos de materiais com baixo número atômico,

como o LiF, $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$, $\text{Mg}_2\text{B}_4\text{O}_7$, Al_2O_3 , entre outros (ICRU, 1997). Alguns tipos de detectores finos têm sido preparados com fósforos de alta sensibilidade TL como $\text{Mg}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Dy}$, $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ e $\text{LiF}:\text{Mg,Cu,P}$. A alta sensibilidade do fósforo é muito importante porque a densidade superficial necessária resulta em uma quantidade muito pequena de material luminescente (AKSELROD et al., 1999).

O óxido de alumínio dopado com carbono ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$) é o material mais estudado e aplicado para a OSL, devido à sua alta sensibilidade e relativamente fácil fabricação. Göksu et al. (1999) mostraram em um estudo que os dosímetros de $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ de camada fina podem ser utilizados com sucesso para a medição de doses beta anuais de materiais naturais coletados para dosimetria retrospectiva e também para fins de datação. A resposta do $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ para fontes padrões de radiação beta têm sido estudada em vários trabalhos (AKSELROD et al., 1999; PINTO et al., 2008; YUKIHARA e McKEEVER, 2008; PINTO et al., 2011; NASCIMENTO et al., 2013). O sulfato de cálcio dopado com disprósio ($\text{CaSO}_4:\text{Dy}$) também é um material estudado em feixes de radiação beta (LAKSHMANAN et al., 1980; CONTENO et al., 1984; CAMPOS e LIMA, 1987; NAGPAL et al., 1996; ANTONIO et al., 2012b; KUMAR et al., 2016). Em 2011, um novo material OSL com uma sensibilidade muito alta e boa linearidade da dose foi reportado. O $\text{LiMgPO}_4:\text{Tb, B}$ é um fósforo que tem uma independência energética para as energias superiores a 1,6 MeV (KUMAR et al., 2013).

Nos últimos anos, o sistema padrão secundário de radiação beta BSS2 vem sendo simulado, utilizando a técnica de Monte Carlo, permitindo a obtenção dos espectros de partículas dos radionuclídeos, que podem ser usados para se determinar os fatores de correção para uma câmara de extrapolação e para grandezas de calibração de feixes de radiação beta. Isto permite que os resultados sejam mais precisos do que os obtidos por abordagens experimentais (BEHRENS, 2013; BEHRENS, 2015). Além disso, é possível determinar, por meio desta técnica, a influência dos materiais que compõem a câmara na resposta dela, bem como o cálculo de alguns dos seus parâmetros e a sua comparação com os resultados experimentais (NEVES et al., 2012). Um modelo Monte Carlo de uma fonte beta de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e uma câmara de extrapolação foi desenvolvido pelo NRC do Canada (SELVAM et al., 2005). No laboratório padrão secundário de dosimetria de KARAJ, no Irã, foi desenvolvido um protótipo de uma câmara de extrapolação, que também

foi simulada com sucesso por este método (VAHABI et al., 2014). Na Agência de Energia Atômica, no Japão, foi feita uma comparação das principais grandezas para campos de radiação beta de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{147}Pm produzidas pelos sistemas BSS1 e BSS2, mediante simulações computacionais pelo método Monte Carlo (YOSHITOMI et al., 2014). A influência desses sistemas de irradiação na calibração de dosímetros foi investigada posteriormente (YOSHITOMI e KOWATARI, 2016). Uma câmara de extrapolação também foi caracterizada utilizando o método Monte Carlo e foram obtidos os fatores de transmissão e a taxa de dose absorvida no tecido para campos de radiação beta das fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr do padrão BSS2 (FARIA et al., 2015). Na Universidade de Wisconsin, nos Estados Unidos, uma câmara de extrapolação planar sem janela de entrada foi caracterizada e simulada pelo método Monte Carlo para determinar os fatores de correção pelo retroespalhamento, pela divergência e pela atenuação provocada pela janela de entrada (HANSEN et al., 2018).

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

A seguir serão apresentados as definições, as considerações e os conceitos teóricos fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho.

2.1 Grandezas e unidades dosimétricas

a) Dose absorvida.

De acordo com ICRU (2011), a dose absorvida D , é a razão entre a energia média cedida $\overline{d\varepsilon}$ por unidade de massa dm de material irradiado.

$$D = \overline{d\varepsilon}/dm \quad (2.1)$$

Unidade: $J.kg^{-1}$ ou *Gray*

b) Taxa de dose absorvida.

De acordo com ICRU (2011), a taxa de dose absorvida $\dot{D}$ é a razão entre a variação da dose absorvida dD , num intervalo de tempo dt .

$$\dot{D} = dD/dt \quad (2.2)$$

Unidade: $J.kg^{-1}.s^{-1}$ ou *Gray/s (Gy/s)*

2.2 Câmaras de ionização

Os detectores de radiação mais antigos e amplamente utilizados são baseados nos efeitos produzidos por partículas carregadas quando passam através de um gás. Os principais modos de interação envolvem ionização e excitação de moléculas de gás ao longo da trajetória das partículas. A maioria dos detectores a gás baseiam-se na detecção de ionização criada pela passagem da radiação (KNOLL, 2004).

As câmaras de ionização, em princípio, são os mais simples de todos os detectores a gás. A operação delas é baseada na coleta de todas as cargas criadas por ionização direta dentro do gás através da aplicação de um campo elétrico (KNOLL, 2004). Essas cargas, ao atingirem o eletrodo coletor da câmara produzem uma variação na carga do circuito que pode ser detectada e depois ser

transformada em um sinal elétrico. Quando o sinal corresponde à corrente média gerada em um dado tempo, o modo de operação é denominado “modo tipo corrente”. Os sinais de carga e corrente elétricas podem ser medidos com eletrômetros (ANDREO et al., 2017).

2.3 Teoria da cavidade. Princípio de Bragg-Gray

O principal objetivo da dosimetria é medir a dose absorvida em um ponto dentro do meio irradiado. Se o meio em questão não for adequado para uso como dosímetro, deve ser introduzido um instrumento sensível à radiação. Embora este material possa ser introduzido em qualquer estado de agregação, sólido, líquido ou gasoso, geralmente é referido como uma cavidade cheia de gás e sua "teoria" da cavidade associada (BROSED, 2011). Os primeiros passos no argumento desta teoria, que foi originalmente desenvolvida para fótons, é a demonstração de que a introdução de uma *pequena cavidade* não perturba o fluxo ou espectro de partículas secundárias (KASE et al., 1987).

Se uma câmara de ionização com paredes de material equivalente ao tecido for construída, as condições de validade do princípio Bragg-Gray serão satisfeitas (KNOLL, 2004), ou seja:

- Ocorrência de equilíbrio das partículas carregadas entrando e saindo da cavidade;
- A cavidade não perturba o fluxo de partículas secundárias emitidas pelas paredes;
- Praticamente todas as partículas secundárias se originam nas paredes;
- O tamanho da cavidade é menor que o alcance das partículas carregadas.

A câmara de extrapolação constitui um padrão de medição na obtenção da taxa de dose absorvida, na água ou no tecido, para a radiação beta.

2.4 Caracterização da resposta de câmaras de ionização

Para a caracterização da resposta de uma câmara de ionização é imprescindível realizar vários testes para que as medições e os parâmetros a

determinar sejam confiáveis. Neste trabalho os limites de aceitação dos testes para avaliar a resposta da câmara de extrapolação serão os recomendados pela norma *International Electrotechnical Commission* (IEC, 2011). Essa norma é a recomendada para dosímetros e câmaras de ionização usados em radioterapia.

A seguir serão apresentados alguns testes que devem ser realizados quando se fazem medições com câmaras de ionização.

2.4.1 Determinação da corrente de fuga

De acordo com a norma ISO 6980-2 (ISO, 2004) e ABNT (2017), a corrente de fuga de uma câmara de ionização é definida como a corrente medida na tensão de polarização quando a câmara não é exposta à radiação. Quando se faz medições com fontes onde a corrente de ionização medida é baixa, deve-se medir a corrente de fuga com frequência.

De acordo com a IEC (2011), recomenda-se que a corrente de fuga não deve exceder 0,5% do maior valor de corrente de ionização produzida durante uma irradiação.

2.4.2 Curva de saturação

À medida que as diferenças de tensão entre os eletrodos de uma câmara de ionização exposta à radiação aumentam de zero a um valor mais alto, a corrente coletada primeiro aumenta quase linearmente com a tensão e, posteriormente, aumenta mais lentamente, até que finalmente se aproxima assintoticamente à corrente de saturação para uma dada intensidade de radiação, isto é, a corrente que seria medida se todos os íons formados na câmara pela radiação pudessem alcançar os eletrodos. A curva da tensão versus a corrente é chamada curva de saturação. A baixas tensões de coleta, alguns dos íons produzidos no gás se encontram e neutralizam os outros de carga contrária antes de poderem alcançar o eletrodo coletor (recombinação inicial).

Embora alguma recombinação inicial ocorra sempre, torna-se importante quando a densidade de íons do traço é alta. Uma vez que os processos de difusão térmica e deriva iônica destroem a estrutura inicial do traço, ocorre a recombinação geral, ou seja, alguns dos íons positivos e negativos formados por diferentes

partículas ionizantes se encontram e se recombinaem à medida que vão em direção ao eletrodo oposto.

Para se obter a corrente de saturação e a eficiência da câmara, um gráfico da corrente de ionização versus o inverso da raiz quadrada da tensão aplicada é usado. A reta que é obtida é extrapolada para zero, obtendo-se assim o valor da corrente de saturação. É definida como a eficiência de coleção de íons de uma câmara de ionização a razão da corrente medida e a corrente de saturação ideal. A eficiência de coleção de íons está dada pela Equação 2.3:

$$f = I/I_s \quad (2.3)$$

As perdas por recombinação iônica são determinadas de acordo com a Equação 2.4:

$$f_r = 100 - f \quad (2.4)$$

A corrente negativa devido aos elétrons que se espalham pelo material retroespalhador causa o “efeito de polaridade”, que é expresso como o desvio da corrente da câmara da corrente devido à ionização no volume de coleção, dividido pela soma das correntes. Para a estimativa do efeito de polaridade, é utilizada a Equação 2.5:

$$k_{pol} = (I_- - I_+)/ (I_- + I_+) \quad (2.5)$$

onde I_- e I_+ são as correntes de ionização nas polaridades negativa e positiva da tensão respectivamente.

Cada corrente medida está referida à densidade do ar $\rho_0 = 1,1995 \text{ kg.m}^{-3}$ em condições de referência. A corrente de ionização deve ser multiplicada pela Equação 2.6 para corrigir a densidade do ar pelas condições ambientais de referência da medição (temperatura T , pressão P) (BÖHM, 1986):

$$k_{T,P} = P_0 * T / P * T_0 \quad (2.6)$$

onde T_0 é a temperatura ambiente, P_0 é a pressão atmosférica.

2.4.3 Tempo de estabilização

Para se verificar a estabilidade da resposta de uma câmara de ionização, é necessário realizar o teste do tempo de estabilização. De acordo com as

recomendações, a variação da resposta das correntes medidas após 15 min e 2 h, não deve diferir de 0,5% do valor medido após 1 h (IEC, 2011).

2.4.4 Estabilidade da resposta

Para se avaliar a estabilidade da resposta da câmara de ionização são realizados 2 testes: teste de repetibilidade (estabilidade a curto prazo) e teste de reprodutibilidade (estabilidade a longo prazo).

O teste de repetibilidade é realizado tomando-se 10 medições sucessivas com a câmara de ionização e a fonte de controle. Para avaliar a reprodutibilidade da câmara de ionização, são realizados testes de repetibilidade a cada certo tempo. De acordo com a norma IEC (2011), o limite de aceitação para o primeiro teste é de 0,3% e de 0,5% para o segundo teste.

2.4.5 Linearidade da resposta

Para se verificar a resposta da câmara de ionização em função do tempo de integração e em função da dose, é realizado o teste da linearidade da resposta. O coeficiente de correlação do ajuste linear das curvas de resposta deve ser o mais próximo possível de 1. Para garantir um correto funcionamento do conjunto câmara de ionização-eletrômetro, é realizado um teste de linearidade da corrente de ionização. São realizadas várias séries de medições das cargas elétricas em determinados intervalos de tempo e são determinadas as correntes de ionização. A seguir, são normalizados os valores em relação aos valores médios de todas as medições. Os coeficientes de variação desses valores devem ser inferiores a 1% (IEC, 2011).

2.4.6 Variação da resposta da câmara com a distância fonte-detector

Para se verificar o intervalo de validade da lei do inverso do quadrado da distância da câmara de ionização para feixes de radiação beta, é realizado o teste da variação da resposta da câmara com a distância fonte-detector.

2.5 Medições com câmaras de extrapolação

Para se determinar a taxa de dose absorvida no ar e no tecido com uma câmara de extrapolação é necessário determinar vários parâmetros que são descritos a seguir.

2.5.1 Determinação da corrente de ionização

As medições da corrente de ionização numa câmara de extrapolação devem ser feitas em ambas polaridades positiva e negativa. Isto ocorre devido à superposição de uma corrente negativa (I_β) na corrente de ionização produzida pela interação da radiação beta com o eletrodo coletor (CALDAS, 1980; BÖHM, 1986; ABNT, 2017). A corrente de ionização no volume sensível da câmara é calculada pela Equação 2.7:

$$I = (I_+ - I_-) / 2 \quad (2.7)$$

A corrente negativa I_β é calculada mediante a Equação 2.8:

$$I_\beta = (I_+ + I_-) / 2 \quad (2.8)$$

2.5.2 Profundidade nula

A distância mínima entre o eletrodo coletor e a janela de entrada é conhecida como profundidade nula real. As câmaras de extrapolação são construídas com essa segurança para que os eletrodos não encostem um no outro. A profundidade nula real pode ser determinada a partir da extrapolação das retas dos gráficos da corrente de ionização em função da profundidade da câmara de extrapolação para ambas polaridades. O valor absoluto do ponto de encontro das retas corresponde à profundidade nula real (CALDAS, 1980).

2.5.3 Curvas de extrapolação

O comportamento da corrente de ionização de uma câmara de extrapolação em função da profundidade é representado pela curva de extrapolação. Para a obtenção desta curva, deve-se variar o volume sensível da câmara mediante o afastamento do eletrodo coletor da janela de entrada em determinados intervalos (CALDAS, 1980).

2.5.4 Fatores de transmissão

Os fatores de transmissão no tecido devem ser determinados para a calibração de fontes beta e detectores (BÖHM, 1986). Os fatores de transmissão são muito importantes para se determinar a taxa de dose absorvida a diferentes profundidades no tecido. Para a determinação destes fatores, deve-se medir a corrente de ionização para absorvedores de diferentes espessuras (I_a). A seguir,

essa corrente deve ser extrapolada para a espessura nula, a qual representa a superfície da pele (I_0). O fator de transmissão é a razão da corrente I_a e da corrente I_0 (CALDAS, 1980; ANTONIO et al., 2014).

Para se determinar os fatores de transmissão, a câmara de extrapolação deve ser coberta o mais perto possível da janela de entrada com absorvedores de materiais equivalentes ao tecido (OWEN, 1973). Um dos materiais mais usados é o Tereftalato de Polietileno, comercialmente conhecido como *Hostaphan*, com densidade de 1,40 g/cm³. Para se determinar os fatores de transmissão, deve-se estabelecer uma relação entre o material do absorvedor e o tecido. A relação entre o *Hostaphan* e o tecido é: 10,8 mg/cm² de *Hostaphan* = 10,0 mg/cm² de tecido (OWEN, 1973). Além disso, é necessário o conhecimento de uma relação entre a densidade superficial da janela de entrada da câmara de extrapolação e o tecido, para o qual é usada a Equação 2.9:

$$t_T = (d_j * c_j) + (e_H * \rho_H * c_H) \quad (2.9)$$

onde d_j é a espessura do absorvedor equivalente ao tecido; c_j é o coeficiente de conversão do material da janela de entrada no tecido; e_H é a espessura do absorvedor; ρ_H é a densidade volumétrica do absorvedor e c_H é o coeficiente de conversão do material do absorvedor no tecido (ANTONIO, 2013).

Como mencionado anteriormente, o fator de transmissão é a razão das correntes I_a e I_0 :

$$T' = I_a/I_0 \quad (2.10)$$

Levando-se em conta a distância fonte-detector, deve-se introduzir um fator de correção:

$$k_a = (a - a_1)^2/a_1 \quad (2.11)$$

onde a é a distância fonte-detector e a_1 é a espessura do absorvedor.

Finalmente, os fatores de transmissão podem ser determinados pela Equação 2.12:

$$T = T' * k_a \quad (2.12)$$

De acordo com Caldas (1980), os valores de T devem ser representados em função da densidade superficial. Por meio de um programa computacional, a curva é ajustada e uma equação é obtida. A partir dessa equação, os fatores de transmissão devem ser determinados e comparados com os valores dos fatores que aparecem no certificado de calibração de cada fonte radiativa.

2.5.5 Taxa de dose absorvida no tecido

De acordo com a ISO 6980-2 (ISO, 2004) e a ABNT (2017), a determinação da taxa de dose absorvida no tecido devido à radiação beta medida com uma câmara de extrapolação é obtida pela Equação 2.13:

$$\dot{D}_{ar} = \overline{W}_0/e * s_{t,a} * [\Delta I/\Delta m_a]_{BG} \quad (2.13)$$

onde:

$\overline{W}_0/e$ é o quociente entre a energia média necessária para produzir um par de íons no ar nas condições de referência e a carga elementar;

$s_{t,a}$ é a razão entre o poder de freiamento mássico médio (*electronic-mass stopping power*) no tecido e no ar;

ΔI é o incremento da corrente de ionização;

Δm_a é o incremento da massa de ar no volume sensível sob as condições de Bragg-Gray (BG). Nas medições dos campos de radiação beta de referência, não se consegue garantir as condições de Bragg-Gray (BG).

Para se atender com grande aproximação às condições de Bragg-Gray, várias correções são aplicadas. As taxas de dose absorvida no ar e no tecido, para fontes de radiação beta, podem ser determinadas pelas Equações 2.14 e 2.15:

$$\dot{D}_{ar} = \frac{(\overline{W}_0/e)}{\rho_{a0} * a} \left[\frac{d}{dl} \{kk'I(l)\} \right]_{l=0} \quad (2.14)$$

$$\dot{D} = \dot{D}_{ar} * s_{t,a} \quad (2.15)$$

onde:

ρ_{a0} , é a densidade do ar nas condições de referência de temperatura, pressão e umidade relativa;

a é a área efetiva do eletrodo coletor;

$\left[\frac{d}{dl} \{kk'I(l)\} \right]_{l=0}$ é o valor limite da inclinação da função da corrente de ionização corrigida versus a profundidade da câmara;

k é o produto dos fatores de correção que variam com a profundidade da câmara;
 k' é o produto dos fatores de correção que são independentes da profundidade da câmara.

Os fatores de correção k que podem variar durante a medição da curva de extrapolação são:

k_{abs} : Fator de correção para as variações na atenuação das partículas beta entre a fonte e o volume sensível, devido a variações em relação às condições de referência;

k_{ac} : Fator de correção para atenuação das partículas beta pelo ar no volume sensível;

k_{ad} : Fator de correção para as variações da densidade do ar no volume sensível nas condições de referência;

k_{de} : Fator de correção para o decaimento da fonte de partículas beta;

k_{di} : Fator de correção para a não uniformidade axial do campo de radiação beta;

k_{pe} : Fator de correção para a perturbação da densidade de fluxo das partículas beta pelas paredes laterais da câmara;

k_{sat} : Fator de correção para as perdas de ionização devido à recombinação iônica.

Os fatores de correção k' que são constantes durante a medição da curva de extrapolação são:

k_{ba} : Fator de correção para as diferenças no retroespalhamento entre o tecido e o material do eletrodo coletor;

k_{br} : Fator de correção para os efeitos de *Bremsstrahlung* (radiação de freiamento) da fonte de radiação beta;

k_{el} : Fator de correção para a atração eletrostática da janela de entrada devido à tensão de polarização;

k_{hu} : Fator de correção para os efeitos da umidade do ar no volume sensível à energia média necessária para produzir um par de íons;

k_{in} : Fator de correção para os efeitos da interface entre o ar no volume sensível e a janela de entrada adjacente e o eletrodo coletor;

k_{ra} : Fator de correção para a falta de uniformidade radial do campo de radiação beta;

k_{wi} : Fator de correção pelo retroespalhamento e freiamento da radiação beta na janela de entrada.

2.6 Radiações beta de referência

Geralmente, as fontes padrões secundários são “fontes pontuais”, ou seja, são fontes com o diâmetro da área ativa ao menos 5 vezes menor que a distância de irradiação (ICRU, 1997). A taxa de dose à distância de calibração da fonte deve ser tão uniforme quanto possível ao longo da área do detector. A norma ISO 6980-1 (ISO, 2006) sugere duas séries de referência de campos de radiação beta da radiação que são necessárias para se determinar as características (calibração e a resposta energética) de um instrumento.

De acordo com a ISO 6980-1 (ISO, 2006), os campos de radiação beta da Série de Referência 1 são produzidos por fontes de radionuclídeos usadas com filtros homogeneizadores projetados para fornecer taxas de doses uniformes sobre uma área grande, a uma distância específica. As fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm produzem taxas de doses máximas equivalentes de cerca de 200 mSv.h^{-1} .

Os campos de radiação beta da Série de Referência 2 são produzidas sem o uso de filtros, o que permite uma área grande para fontes planas e diferentes distâncias para calibração das fontes. Perto das fontes são produzidas apenas áreas relativamente pequenas de taxa de dose uniforme, mas esta série tem a vantagem de ampliar as faixas de energia e taxa de dose além da Série 1. Os radionuclídeos utilizados são os da Série 1 com a adição do ^{14}C e $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$. Estas fontes produzem taxas de dose equivalente de até 10 Sv.h^{-1} (ISO, 2006). Na Tabela 4.2 são apresentadas as características dos radionuclídeos emissores de radiação beta com o máximo de energia emitida.

Tabela 2.1 Características dos radionuclídeos emissores de radiação beta (ISO, 2006).

Radionuclídeo	Meia vida (Dias)	Máximo de energia emitida, (MeV)
^{14}C	2.093.000	0,156
^{147}Pm	958,2	0,225
^{85}Kr	3.915	0,687
^{204}Tl	1.381	0,763
$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	10.523	2,274
$^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$	372,6	3,54

2.7 Sistemas dosimétricos luminescentes

Os estados eletrônicos de energia de um átomo são níveis de energia discretos, que em um diagrama de níveis de energia são representados como linhas discretas. Em um cristal, os estados de energia permitidos são distribuídos em bandas. No estado fundamental do cristal, a banda que contém elétrons está completamente cheia. Essa é chamada de banda de valência. A próxima banda está vazia (no estado fundamental) e é chamada de banda de condução. Um elétron pode obter energia suficiente da radiação incidente para se mover da banda de valência para a banda de condução. Uma vez lá, o elétron é livre para estar em qualquer lugar na rede do cristal. O elétron removido deixa uma lacuna na banda de valência que também pode se mover (TSOULFANIDIS, 1995). A banda de valência e a banda de condução estão separadas pela banda proibida, que é uma região de energias proibidas (ANDREO et al., 2017). A largura da banda proibida determina se o material é condutor, semicondutor ou isolante (Figura 2.1).

Os fenômenos da termoluminescência e a luminescência opticamente estimulada são descritos pela teoria das bandas.

Figura 2.1 Esquema simplificado das bandas de energia de um cristal (E_i Intervalo de energia) (Adaptado de TAUHATA et al., 2003).

2.7.1 Termoluminescência

A termoluminescência é o fenômeno da emissão de luz a partir de um isolante ou de semicondutor, quando é aquecido, após a prévia absorção de energia proveniente de radiação ionizante. Muitos materiais naturais e sintéticos apresentam esse fenômeno. Algumas das vantagens dos dosímetros termoluminescentes (TLD) em relação a outros tipos de detectores (por exemplo, câmaras de ionização) são: seu pequeno tamanho, que permite medições de alta resolução espacial, a grande variedade de doses mensuráveis, sua insensibilidade à luz visível, à umidade e à maioria dos vapores de laboratório e sua possibilidade de reutilização (PITERS, 1993).

O modelo de elétrons para o mecanismo da termoluminescência é baseado na teoria de bandas de energia (Figura 2.1). Quando a radiação ionizante incide em um cristal, o elétron pode adquirir a energia suficiente para se mover da banda de valência para a banda de condução, caso em que o evento é chamado de ionização. Os elétrons e as lacunas podem ser capturados em muitas "armadilhas" que existem no sólido. As armadilhas são formadas numa variedade de maneiras: impurezas, átomos intersticiais, lacunas e imperfeições no cristal. Os portadores presos permanecem nas armadilhas por longos períodos de tempo, se a temperatura do cristal permanecer constante ou diminuir. Se a temperatura é aumentada, no entanto, a probabilidade de fuga aumenta (TSOULFANIDIS, 1995).

Quando os elétrons e as lacunas são liberados e retornam ao estado fundamental, eles emitem luz (Figura 2.2).

Figura 2.2 Mecanismo da termoluminescência (Adaptado de TAUHATA et al. (2003)).

Um TLD é essencialmente um material termoluminescente exposto à radiação para depois ser avaliado. Quando a irradiação termina, o TLD é aquecido sob condições controladas e a intensidade da luz é medida em função da temperatura ou em função do tempo durante o qual a temperatura é aumentada. O resultado da medição é um gráfico chamado de curva da emissão TL. As curvas de emissão TL podem ter mais de um pico, relacionados às armadilhas nos diferentes níveis de energia. As amplitudes dos picos são proporcionais ao número de portadores de carga presos nas armadilhas de energia correspondente. A dose absorvida pode ser medida a partir da luz geral emitida pela curva de emissão ou a partir da altura de um ou mais picos dessa curva. A seguir, o TLD pode ser tratado termicamente (retornando ao estado original) e estará pronto para ser utilizado novamente após ter sido aquecido o suficiente para que todas as armadilhas sejam esvaziadas. Então ele é esfriado até a temperatura ambiente (TSOULFANIDIS, 1995).

Existem muitos materiais TL, mas os que são considerados úteis para a dosimetria devem ter as seguintes características:

- Retenção dos portadores de carga presos por longos períodos de tempo a diferentes temperaturas durante a exposição;
- Resposta linear ao longo de um intervalo de dose grande;
- Sensível a tratamento térmico adequado para permitir o uso repetitivo.

2.7.2 Instrumentação para medição de termoluminescência

O fenômeno básico da termoluminescência, ou seja, a estimulação da luz por aquecimento do fósforo após ter sido exposto à radiação, tem lugar no instrumento chamado de leitora TL. Ela é constituída essencialmente por 3 partes básicas: um dispositivo de aquecimento, um sistema de detecção de luz, e um sistema de processamento e de apresentação do sinal (Figura 2.3) (ANDREO et al., 2017).

O dispositivo de aquecimento fornece uma corrente controlada por meio da placa que aquece a amostra. O controle de retroalimentação da temperatura emprega um termopar montado embaixo dessa placa. A placa de aquecimento pode ser resfriada por um fluxo de nitrogênio gasoso, que também protege o sistema de aquecimento da oxidação a altas temperaturas.

Os componentes essenciais do sistema de detecção de luz são: uma válvula fotomultiplicadora (PMT) e filtros ópticos de detecção. A PMT detecta a luminescência emitida e transforma o sinal luminoso em um sinal elétrico. Os filtros de detecção servem tanto para proteger a PMT da luz de estimulação dispersa como para definir a região de detecção espectral.

O sistema de processamento e apresentação do sinal compreende geralmente um controlador de *hardware*, pré-amplificador de PMT, amplificador e um computador com programas associados.

Figura 2.3 Esquema de uma leitora TLD (Adaptado de TAUHATA et al. (2003)).

As medições convencionais experimentais das curvas de emissão TL que usam uma PMT tem como resultado uma curva de emissão em função da temperatura. Desta forma, as diferentes armadilhas ativas no material são monitoradas de forma que cada armadilha dá origem ao seu próprio pico TL de temperatura. No entanto, o que não é aparente neste tipo de medições é o comprimento de onda da luz emitida. Enquanto a resolução de temperatura pode separar os diferentes processos de desarmadilhamento que ocorrem no material, as medições de comprimento de onda podem determinar os diferentes processos de recombinação que podem ocorrer nele (CHEN e McKEEVER, 1997). Portanto, na pesquisa de materiais é necessária a medição espectral da resposta do material. O resultado é chamado gráfico 3D TL, que representa a intensidade do sinal TL versus a temperatura e o comprimento de onda. Os instrumentos de medição para este propósito são os espectrômetros (BOS, 2017).

2.7.3 Luminescência opticamente estimulada

A luminescência opticamente estimulada (OSL) é a luminescência transitória observada durante a iluminação de isolantes ou semicondutores que foram previamente excitados, tipicamente por meio de exposição à radiação ionizante. A excitação coloca o cristal em um estado metaestável, caracterizado por elétrons e lacunas presos separadamente em defeitos na rede cristalina. Durante o processo de OSL, a luz estimula a liberação desses elétrons e lacunas dos centros armadilhados, resultando numa recombinação elétron/lacuna e a excitação de centros de luminescência no cristal. Na Figura 2.4 é ilustrado o processo descrito. Na primeira etapa (Figura 2.4a), o detector OSL é exposto à radiação ionizante. A energia depositada pela radiação ionizante resulta em excitações e ionização: os elétrons são promovidos para a banda de condução, onde eles podem se mover livremente em todo o cristal, deixando para trás lacunas, que também podem se mover livremente na banda de valência. Na Figura 2.4a mostra-se por meio da flecha para cima como o símbolo da radiação conecta as bandas de valência e de condução (YUKIHARA e McKEEVER, 2011).

Após a irradiação, existe um período de latência, caracterizado por uma concentração metaestável de elétrons e lacunas armadilhados (Figura 2.4b). Esta concentração relativamente estável de elétrons e lacunas armadilhados está

relacionada com a energia absorvida pelo cristal durante o processo de excitação, isto é, com a dose absorvida de radiação. Ela representa a informação latente sobre o campo de radiação.

A informação armazenada no detector OSL pode ser avaliada por estímulo de luz (Figura 2.4c). Um fóton estimula o elétron para a banda de condução. Uma vez na banda de condução, o elétron é livre para se mover através do cristal e pode alcançar o lacuna armadilhado. O processo de recombinação de elétrons /lacunas cria um defeito no estado excitado que relaxa para o estado fundamental pela emissão de um fóton. Na Figura 2.4 é mostrado como um material OSL pode ser usado como dosímetro. A Figura 2.4a corresponde ao período em que o dosímetro está sendo aquecido ou exposto ao campo de radiação. A Figura 2.4b corresponde ao período em que o dosímetro é levado de volta ao laboratório e é armazenado lá. A Figura 2.4c corresponde à avaliação da informação armazenada no material, a qual fornece a informação sobre o campo de radiação (YUKIHARA e McKEEVER, 2011).

Figura 2.4 Diferentes etapas envolvidas no processo OSL: (a) excitação do detector OSL pela radiação ionizante; (b) período de latência e (c) estimulação do detector de luz. A parte superior representa a interação do detector com o campo de radiação ionizante e a luz da estimulação. A parte inferior representa o diagrama de bandas de energia do cristal com os níveis de energia disponíveis e as transições eletrônicas correspondentes que ocorrem durante cada fase (Adaptado de YUKIHARA e McKEEVER (2011)).

2.7.4 Instrumentação para medição de luminescência opticamente estimulada

Uma leitora OSL consiste em dois elementos essenciais: uma fonte de luz para estimular o detector OSL e um transdutor para detectar a luminescência no detector (Figura 2.5). Um filtro de estimulação é geralmente colocado entre a fonte de luz e o detector OSL para selecionar o comprimento de onda de estimulação ou de banda que seja ótimo para um material OSL específico. A OSL é detectada por um transdutor de luz de elevada sensibilidade e baixo ruído que tipicamente é uma PMT. Os filtros de detecção são colocados entre a PMT e o detector OSL para bloquear a luz dispersa e isolar as bandas de emissão OSL específicas características do material. Os elementos ópticos e o suporte de detector estão garantidos no lugar em um dispositivo à prova de luz.

O problema fundamental de uma leitora OSL é discriminar a OSL da luz de estímulo que têm intensidades muito altas para otimizar a coleta de OSL pelo transdutor de luz. Devido ao problema de intensidade do sinal-ruído, a criação de uma leitora OSL envolve uma escolha criteriosa da luz de estímulo, os filtros de estimulação, o transdutor de luz e os filtros apropriados para a detecção de cada material. Para aumentar a coleta de fótons e a intensidade do sinal da OSL e para diminuir a intensidade da luz dispersa a partir da fonte de estímulo, podem ser usados elementos ópticos adicionais (espelhos ou lentes) (YUKIHARA e McKEEVER, 2011).

Figura 2.5 Esquema de leitora OSL (Adaptado de YUKIHARA e McKEEVER (2011)).

3. MATERIAIS E MÉTODOS

A seguir serão descritos a câmara de extrapolação, o sistema padrão secundário BSS2, o eletrômetro, o sistema de medições TL e OSL, o material dosimétrico e os sistemas e acessórios auxiliares que foram usados no desenvolvimento deste trabalho. Além disso, serão descritos os procedimentos e os métodos para a determinação dos parâmetros fundamentais da câmara de extrapolação e os dosímetros para o sistema de transferência, assim como o modelo de Monte Carlo da câmara e das fontes. Serão abordados os conceitos fundamentais das incertezas das medições para sua avaliação e determinação.

3.1 Câmara de extrapolação PTW modelo 23392

Uma vista da secção transversal do mecanismo básico da câmara de extrapolação PTW modelo 23392 pode ser observada na Figura 3.1. Na Tabela 3.1 são mostradas as características principais dessa câmara.

Figura 3.1 Secção transversal da câmara de extrapolação PTW modelo 23392: (1) haste de fixação; (2) conector para tensão de polarização; (3) encaixe de acrílico; (4) anel de fixação; (5) bloco de acrílico; (6) superfície grafitada; (7) janela de entrada; (8) conector de eletrodo coletor; (9) êmbolo de ajuste; (10) estrutura central; (11) suporte; (12) porca do parafuso; (13) anel de rosca; (14) parafuso; (15) mola; (16) tubo; (17) base de fixação; (18) parafuso micrométrico; (19) parafuso de fixação do pistão (PTW-Freiburg, 2002).

Tabela 3.1 Características da câmara de extrapolação PTW modelo 23392 (PTW, 2002).

Parâmetro	Descrição
Volume variável (cm³)	De 0,353 a 7,422
Tensão (V)	Máximo 500. Campo elétrico 30 a 70 V/mm
Material da janela	Hostaphan
Densidade da janela (mg/cm²)	0,75
Material do eletrodo coletor	Polimetilmetacrilato (PMMA) coberto por grafite
Diâmetro do eletrodo coletor (mm)	30

3.2 Sistema padrão secundário beta BSS2

O sistema padrão secundário beta BSS2 (BSS2, 2005) pode ser usado para calibrar dosímetros usando os radionuclídeos ⁹⁰Sr/⁹⁰Y, ⁸⁵Kr e ¹⁴⁷Pm. As taxas de dose das fontes foram medidas pelo PTB e são diretamente rastreáveis ao sistema padrão primário para doses de radiação beta no tecido. O BSS2 está em conformidade com as recomendações da ISO (2004 a). Além das fontes, o sistema é composto por filtros homogeneizadores, o dispositivo de irradiação, a unidade de controle, os sensores de umidade, pressão e temperatura, os dispositivos de segurança e o computador pessoal para o controle do processo de irradiação (Figura 3.2).

O procedimento de irradiação é controlado por um computador pessoal que armazena os dados de calibração das fontes utilizadas. O usuário só tem que selecionar os parâmetros de medição, as condições de irradiação e a dose desejada (BSS2, 2005).

Figura 3.2 Sistema padrão secundário BSS2: (a) suporte da fonte; (b) sensores de temperatura e umidade; (c) unidade de controle; (d) fontes padrões; (e) filtros homogeneizadores (BSS2, 2005).

Na Tabela 3.2 são mostradas as características das fontes, os filtros e as distâncias de calibração do sistema padrão BSS2.

Tabela 3.2 Características das fontes beta do sistema padrão BSS2 (BSS2, 2005; ISO, 2004).

Parâmetro	Radionuclídeo		
	¹⁴⁷ Pm	⁸⁵ Kr	⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y
Atividade nominal (GBq)	3,7	3,7	0,46
Densidade superficial da janela da fonte (mg/cm²)	(2,2 ± 0,5)	(2,2 ± 0,5)	(79 ± 8)
Material do filtro	Hostaphan		
Energia beta média; máxima (MeV)	0,06; 0,23	0,24; 0,69	0,8; 2,3
Distância de calibração (cm)	20	30	11, 20, 30, 50
Data de calibração	19/11/2004	30/11/2004	19/11/2004
Taxa de dose absorvida no tecido (μGy.s⁻¹)	(2,64 ± 0,06)	(44,5 ± 0,6)	(132,6 ± 1,7)
Meia-vida aproximada (dias)	958	3915	10483

3.3 Eletrômetro modelo 6517B

Para as medições com a câmara de extrapolação foi usado o eletrômetro de alta impedância modelo 6517B (Figura 3.3) da KEITHLEY, EUA. Este eletrômetro tem as seguintes capacidades de medições: medições de tensão DC de 1 μV a 210 V; medições de corrente DC de 10 aA a 21 mA; medições de carga elétrica de 10 fC a 2,1 μC e medições de resistência elétrica de 10 Ω a 210 PΩ, entre outras.

Outras capacidades do eletrômetro que foram usadas neste trabalho foram: armazenamento de dados (50.000 elementos) e funções matemáticas integradas.

Figura 3.3 Eletrômetro modelo 6517B da KEITHLEY. Vista frontal (esquerda) e vista traseira (direita) (KEITHLEY, 2009).

3.4 Sistema dosimétrico

O sistema dosimétrico é formado pelos detectores, a leitora OSL e TL, o sistema de tratamento térmico e materiais auxiliares, que permitem realizar a dosimetria luminescente.

3.4.1 Detectores de SOL-GEL α -Al₂O₃

Os detectores de SOL-GEL α -Al₂O₃ foram produzidos no CDTN/CNEN, Belo Horizonte, mediante o processo de sol-gel usando Nitrato de Alumínio dissolvido em álcool como precursor da alumina. Os nitratos metálicos utilizados como dopantes foram: Fe, Mg, Ca, Cr, Ni e Mo, bem como a ureia como fonte de carvão. De acordo com o fabricante, estes detectores apresentam as seguintes características dosimétricas: alta sensibilidade, coeficiente de variação entre 2,1 % e 3,8 % para 15 irradiações, boa linearidade da resposta (0,01 a 1000 mGy), dependência energética relativamente baixa para fótons, boa reprodutibilidade e independência da taxa de aquecimento até 30°C/s (FERREIRA e SANTOS, 2014).

3.4.2 Sistema de medição RISÖ TL/OSL-DA20

O sistema de medição RISÖ TL/OSL-DA20 permite medições de OSL e TL. O sistema permite que até 48 amostras sejam aquecidas individualmente a qualquer temperatura até 700°C. Além disso, o sistema permite a sua irradiação, usando uma fonte alfa de ²⁴¹Am ou uma fonte beta de ⁹⁰Sr/⁹⁰Y. As medições são

realizadas em uma câmara de vácuo. A luminescência emitida é medida por um sistema de detecção de luz composto por uma fotomultiplicadora e filtros de detecção adequados (DTU NUTECH, 2015). Na Figura 3.4 é mostrado o sistema de medição RISÖ TL/OSL-DA20 do LCI/IPEN.

Figura 3.4 Sistema de medição RISÖ TL/OSL-DA20 do LCI/IPEN.

No sistema, as amostras são posicionadas em um carrossel que pode acomodar até 48 amostras. Cada amostra é levada por meio de vários *slots* no carrossel para a posição de medição utilizando um elevador, que também funciona como elemento de aquecimento. Na posição de medição, a amostra pode ser estimulada termicamente e/ou opticamente. A estimulação térmica é obtida aumentando-se linearmente a temperatura do elemento de aquecimento e a estimulação óptica é fornecida por luz de diferentes fontes direcionadas para a posição da amostra. A luminescência emitida é medida pelo sistema de detecção de luz (DTU NUTECH, 2015).

A PMT RISÖ TL/OSL-DA20 é uma do tipo bialkali EMI 9235QB, que possui uma eficiência máxima de detecção entre 200 nm e 400 nm, tornando-a adequada para a detecção de luminescência tanto de quartzo quanto de feldspato (DTU NUTECH, 2015).

A leitora RISÖ TL/OSL-DA20 possui os seguintes filtros de detecção: Hoya U340 (2,5 mm de espessura), Schott BG39 (1 mm de espessura), Schott BG3 (1 mm de espessura) e o Corning 7-59 (4 mm de espessura). O sistema de aquecimento pode aquecer amostras a taxas de aquecimento constantes de 0,1 °C/s a 10 °C/s (DTU NUTECH, 2015).

A leitora RISÖ TL/OSL-DA20 tem duas fontes de estimulação de luz: diodos emissores de luz infravermelha (IR LEDs) e LEDs azuis (DTU NUTECH, 2015).

Os espectros de emissão TL são medidos utilizando-se um espectrômetro Ocean Optics QE65 Pro, que proporciona uma resposta nas regiões de luz ultravioleta (UV) e infravermelha próxima (NIR) ou de comprimentos de onda curtos (Figura 3.5). O detector usado no espectrômetro QE65 Pro é um elemento CCD de espessura reduzida de 1044 x 64 elementos, da Hamamatsu. O intervalo espectral do detector é de 200 nm a 1100 nm com janela (PRO, 2018). A fibra óptica possui um diâmetro interno de 1,0 mm. Esta fibra apresenta uma transmissão relativa melhor que 80% no intervalo de 250 nm a 900 nm.

Figura 3.5 Espectrômetro Ocean Optics QE65 Pro (PRO, 2018).

Além de todos os componentes do sistema RISÖ TL/OSL-DA20, no LCI/ IPEN existem 4 colimadores que têm a função de aumentar ou diminuir a intensidade do sinal luminescente. Os furos internos dos colimadores são aproximadamente: 1,9 mm; 2,5 mm; 5,8 mm e 10 mm (Colimadores 1, 2, 3 e 4). Esses colimadores são caracterizados e usados indistintamente neste trabalho, dependendo da intensidade da luz a ser detectada, para evitar danos ao sistema de detecção.

3.4.3 Sistema de tratamento térmico

Os tratamentos térmicos foram realizados num forno tipo Mufla modelo MFLO1000, da Provecto Analítica (Figura 3.6). O aquecimento do forno é feito por micro-ondas, a taxa de aquecimento é de $0,95^{\circ}\text{C/s}$ e a temperatura máxima é de 1.000°C com uma precisão de $\pm 3^{\circ}\text{C}$. Este foi o tratamento escolhido já que foram utilizadas as técnicas de OSL e TL indistintamente.

Figura 3.6 Forno tipo Mufla modelo MFLO1000.

3.4.4 Materiais auxiliares para a dosimetria luminescente

Na Figura 3.7 são mostrados o suporte (2 peças) para a irradiação dos dosímetros e o suporte metálico para a realização do tratamento térmico. O suporte para a irradiação é de PMMA e tem as seguintes dimensões: 110 mm de lado e 18 mm de espessura, que permite a irradiação de 25 dosímetros. A tampa do suporte é de uma folha de Hostaphan de 0,015 mm de espessura. O suporte para o tratamento térmico é de cobre e tem as seguintes dimensões: 75 mm x 80 mm x 5mm. Permite o posicionamento de 56 amostras dosimétricas.

Figura 3.7 (1) Suporte para a irradiação dos dosímetros, (2) tampa do suporte de irradiação e (3) suporte para o tratamento térmico.

3.5 Determinação dos fatores de correção para medições com câmaras de extrapolação

De acordo com Böhm (1986), ISO 6980-2 (ISO, 2004) e ABNT (2017), para a determinação das taxas de dose absorvida, devem ser determinados os vários fatores de correção, que foram descritos no item 4.5.5. A seguir, são apresentadas as equações e as considerações para a determinação de cada um destes fatores. As incertezas relativas consideradas para os fatores são de tipo B. As equações dos fatores e as incertezas foram recomendadas por Böhm (1986) e pelas normas ISO 6980-2 (ISO, 2004) e ABNT (2017):

O fator de correção para as variações na atenuação das partículas beta entre a fonte e o volume sensível, devido a variações em relação às condições de referência, k_{abs} , pode ser determinado pela Equação 3.1:

$$k_{abs} = 1/T'_t (n_{a,t} \rho_a y_0 + n_{m,t} d_m \rho_m; \alpha) \quad (3.1)$$

onde

$n_{m,t} d_m \rho_m$ é o produto da espessura equivalente ao tecido de uma janela de meio m , pela espessura d_m e pela densidade ρ_m ;

y_0 é a distância fonte-detector;

$T'_t(\rho_t d_t; \alpha)$ é a função de transmissão normalizada para a unidade nas condições ambientais de referência;

α é o ângulo entre a direção do eixo do feixe e a normal à superfície do simulador;

$n_{a,t}$ é o fator de escala para atenuação das partículas beta do ar relativo ao tecido;

ρ_t e d_t são a densidade superficial e a espessura do tecido;
 ρ_a é a densidade do ar em condições de referência.

Para campos de baixas energias (por exemplo 0,22 MeV para a fonte de ^{147}Pm), estas funções são representadas por equações do tipo:

$$T'_t(\rho_t d_t \alpha) = \exp[f_0(\alpha) + f_1(\alpha)\rho_t d_t + f_2(\alpha)\rho_t d_t]^3 \quad (3.2)$$

Para fontes de energias altas (por exemplo 2,27 MeV para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$), as funções usadas são do tipo:

$$T'_t(\rho_t d_t \alpha) = f_3(\alpha) + f_4(\alpha)\rho_t d_t + f_5(\alpha)(\rho_t d_t)^2 \quad (3.3)$$

Os valores típicos dos parâmetros para as funções de transmissão usados neste trabalho são mostrados na Tabela 3.3.

Tabela 3.3 Valores típicos dos parâmetros para funções de transmissão.

Coeficiente	Fonte e geometria		
	$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	^{85}Kr	^{147}Pm
	sem filtro $y_0 = 11 \text{ cm}$	com filtro $y_0 = 30 \text{ cm}$	com filtro $y_0 = 20 \text{ cm}$
f_0	-	-	$5,688 \pm 0,002$
$f_1 (\text{cm}^2\text{g}^{-1})$	-	-	$-174,00 \pm 0,12$
$f_2 (\text{cm}^6\text{g}^{-3})$	-	-	-27187 ± 59
f_3	$0,795 \pm 0,001$	$0,813 \pm 0,003$	-
$f_4 (\text{cm}^2\text{g}^{-1})$	$14,03 \pm 0,07$	$20,92 \pm 0,16$	-
$f_5 (\text{cm}^4\text{g}^{-2})$	$-171,5 \pm 1,6$	$-406,9 \pm 1,9$	-

A incerteza relativa total estimada de k_{abs} considerada é de $\pm 0,8 \%$ do valor do fator para as três fontes.

O fator de correção para atenuação das partículas beta pelo ar no volume sensível, k_{ac} somente será considerado para a fonte de ^{147}Pm que é uma fonte de baixa energia (0,22 MeV). Para profundidades da câmara de extrapolação menores de 2,5 mm, esse fator pode ser determinado pela Equação 3.4:

$$k_{ac} = 1 + c_{ac} \cdot l \quad (3.4)$$

onde $c_{ac} = 0,013 \text{ mm}^{-1}$ é o coeficiente da atenuação obtido para a fonte de ^{147}Pm (BÖHM, 1986); l é a profundidade da câmara.

A incerteza relativa total estimada de k_{ac} considerada é de $\pm 1 \%$ do valor do fator.

O fator de correção para as variações da densidade do ar no volume sensível nas condições ambientais de referência, k_{ad} pode ser determinado pela Equação 3.5:

$$k_{ad} = \rho_{a0} / \rho_a \quad (3.5)$$

onde ρ_{a0} é a densidade do ar nas condições ambientais de referência e ρ_a pode ser determinada pela Equação 3.6:

$$\rho_a = \rho_{a0} \left[\rho / 100,726 - r / 114,2 * (T / T_0)^{17,97} \right] * T_0 / T \quad (3.6)$$

onde T é a temperatura absoluta do ar no volume de coleta, em K; p é a pressão do ar, em kPa; r é a umidade relativa do ar, expressa como uma fração;

Para as condições de referência $\rho_{a0} = 1,19740 \text{ kg.m}^{-3}$.

A incerteza relativa total estimada de k_{ad} considerada é de $\pm 0,6 \%$ do valor do fator para as três fontes.

O fator de correção para o decaimento da fonte de partículas beta k_{de} , pode ser determinado pela Equação 3.7:

$$k_{de} = \exp[(t_m - t_0) * \ln(2) / t_{1/2}] \quad (3.7)$$

onde $t_{1/2}$ é a meia-vida do radionuclídeo; t_m é o intervalo de tempo em que a medição foi realizada; t_0 é o intervalo de tempo de referência da data de calibração (Tabela 5.1).

A incerteza relativa total estimada de k_{de} considerada é de $\pm 0,2 \%$ do valor do fator para as três fontes.

O fator de correção para a falta de uniformidade axial do campo de radiação beta k_{di} , pode ser determinado pela Equação 3.8:

$$k_{di} = 1 + l / y_0 \quad (3.8)$$

onde

y_0 é a distância de calibração;

l é a profundidade da câmara.

A incerteza relativa total estimada de k_{di} considerada é de $\pm 0,1$ % do valor do fator para as três fontes.

O fator de correção para a perturbação da densidade de fluxo das partículas beta pelas paredes laterais da câmara k_{pe} , pode ser determinado pela Equação 3.9:

$$k_{pe} = f_6 - f_7 * l + f_8 * l^2 \quad (3.9)$$

Os valores típicos dos coeficientes usados para o cálculo do k_{pe} são mostrados na Tabela 3.4.

Tabela 3.4 Coeficientes para o cálculo de k_{pe} (y_0 : Distância de calibração).

Fonte	Filtro	y_0 (cm)	Coeficiente		
			f_6	f_7 (mm ⁻¹)	f_8 (mm ⁻²)
⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y	Não	11	1,00	-0,0048	0
⁸⁵ Kr	Sim	30	1,00	-0,00337	1,50 x 10 ⁻³
¹⁴⁷ Pm	Sim	20	1,00	0,00195	0

A incerteza relativa total estimada de k_{pe} considerada é de $\pm 0,2$ % do valor do fator para as fontes de ⁹⁰Sr/⁹⁰Y e ¹⁴⁷Pm e de $\pm 0,1$ % do valor do fator para a fonte de ⁸⁵Kr.

O fator de correção para as perdas de ionização devido à recombinação iônica k_{sat} , pode ser determinado pela Equação 3.10:

$$k_{sat} = 1 / (1 - 5,05 * 10^{13} * I * l^3 / aU^2) * (1 - 4,4 l / U) * (1 - 17,24 * 10^{-5} * T / U) \quad (3.10)$$

onde

U é o valor absoluto da tensão de polarização;

T é a temperatura ambiente;

a é a área efetiva do eletrodo coletor.

O primeiro termo entre parênteses representa a recombinação de volume; o segundo termo representa a recombinação inicial; e o terceiro termo representa as perdas por difusão (ISO, 2004).

A incerteza relativa total estimada de k_{sat} considerada é de $\pm 0,2 \%$ do valor do fator para as três fontes.

Os valores recomendados dos fatores de correção para as diferenças no retroespalhamento entre o tecido e o material do eletrodo coletor k_{ba} , são os seguintes: 1,01 para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr , e 1,00 para a fonte de ^{147}Pm . A incerteza relativa total estimada de k_{ba} considerada é de $\pm 0,3 \%$ do valor do fator para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr , e de $\pm 0,4 \%$ do valor do fator para a fonte de ^{147}Pm .

Os valores recomendados dos fatores de correção para os efeitos de *Bremsstrahlung* (radiação de freiamento) das fontes de radiação beta k_{br} , são os seguintes: 1,000 para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr , e 0,990 para a fonte de ^{147}Pm . A incerteza relativa total estimada de k_{br} considerada é de $\pm 0,2 \%$ do valor do fator para as três fontes.

O fator de correção para a atração eletrostática da janela de entrada devido à tensão de polarização k_{el} , pode ser considerado $k_{el} = 1$ porque as medições são realizadas em intensidades de campo menores que 1000 V/cm e a atração eletrostática pode ser desprezada (Böhm, 1986). A incerteza relativa total estimada de k_{el} considerada é de $\pm 0,1 \%$ do valor do fator para as três fontes.

O fator de correção para o efeito da umidade do ar no volume sensível, à energia média necessária para produzir um par de íons, pode ser considerado $k_{hu} = 1$ para as condições padrão de ensaio. A incerteza relativa total estimada de k_{hu} considerada é de $\pm 0,1 \%$ do valor do fator para as três fontes.

O fator de correção para os efeitos da interface entre o ar no volume sensível e a janela de entrada adjacente e o eletrodo coletor pode ser considerado $k_{in} = 1$, independentemente da profundidade da câmara empregada até que mais informações estejam disponíveis (ISO, 2004; ABNT, 2017). A incerteza relativa total estimada de k_{in} considerada é de $\pm 0,1 \%$ do valor do fator para as três fontes.

O fator de correção para a falta de uniformidade radial do campo de radiação beta k_{ra} , pode ser considerado $k_{ra} = 1$ para as radiações de referência da Série 1 da ISO 6980-1 (ISO, 2006). A incerteza relativa total estimada de k_{ra} considerada é de $\pm 0,2 \%$ do valor do fator para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr , e de $\pm 0,5 \%$ do valor do fator para a fonte de ^{147}Pm .

O fator de correção pelo retroespalhamento e pelo freiamento da radiação beta na janela de entrada k_{wi} , é considerado somente neste trabalho para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, pois a radiação beta de alta energia é espalhada pela janela de entrada da câmara de extrapolação e produz o equilíbrio eletrônico da taxa de dose absorvida (BÖHM, 1986). O valor deste fator pode ser considerado $k_{wi} = 1$. A incerteza relativa total estimada de k_{wi} considerada é de $\pm 0,2 \%$ do valor do fator.

3.6 Modelo computacional da câmara de extrapolação e das fontes

3.6.1 Método Monte Carlo MCNP5

O método Monte Carlo é um método estatístico usado para simular problemas reais da ciência e da engenharia que podem ser representados por processos estocásticos (YORIYAZ, 2009).

O método Monte Carlo para o transporte de radiação é amplamente utilizado, em muitos campos e aplicações, tais como dosimetria das radiações, física médica, radioproteção, cálculo de blindagem, engenharia nuclear, etc. (SAIDI et al., 2013; MCNP, 2008).

O MCNP5 é um código de Monte Carlo de transporte de partículas que inclui as bibliotecas de dados do MCNP5 e MCNPX 2.6.0. O código foi desenvolvido pelo Laboratório Nacional Los Alamos e pode ser utilizado para nêutrons, fótons, elétrons, ou transporte acoplado de nêutrons/fótons/elétrons, incluindo a capacidade de calcular valores próprios para sistemas críticos (MCNP, 2008; KIRK, 2010).

Com o código MCNP5 o usuário pode criar uma geometria baseada numa configuração de três dimensões dos materiais do problema físico com células geométricas delimitadas por superfícies de diferentes tipos. Para fótons, o código leva em conta os espalhamentos incoerente e coerente, a possibilidade de emissão de fluorescência após o efeito fotoelétrico e a absorção na produção de pares

elétron-pósitron. Os processos de transporte elétron/pósitron levam em conta múltiplas dispersões de Coulomb, perda de energia por colisões e a produção de partículas secundárias, incluindo raios X, *knock-on* e elétrons Auger, *Bremsstrahlung* e aniquilamento de raios gama por aniquilação de pósitrons (KIRK, 2010).

O código MCNP inclui ampla variedade de fontes gerais, fontes de criticidade e fontes de superfície; geometrias e *tallies* de saída; uma grande coleção de técnicas de redução de variância (TRV) e uma extensa coleção de dados de seções transversais. Várias bibliotecas de dados físicos estão disponíveis para um número limitado de isótopos. As faixas de energia para nêutrons são de 10^{-11} MeV até 20 MeV com dados de até 150 MeV para alguns radionuclídeos; de 1 keV até 1 GeV para elétrons e de 1 keV a 100 GeV para fótons (MCNP, 2008; KIRK, 2010).

3.6.2 Modelo de Monte Carlo da câmara de extrapolação e das fontes de radiação do sistema BSS2

A geometria da câmara de extrapolação foi simulada de acordo com as suas dimensões reais. Todos os componentes, as dimensões e as densidades foram levados em conta de acordo com o manual do fabricante (PTW, 2002) e medições realizadas no laboratório. Para a simulação levou-se em conta a profundidade nula real da câmara de extrapolação. Na Figura 3.8 é mostrado o modelo de Monte Carlo MCNP da geometria da câmara de extrapolação PTW modelo 23392 com os componentes.

Nas simulações das fontes tomou-se em consideração as suas dimensões reais. Para se definir a região ativa de cada fonte, foi considerada a proporção de substrato em relação à quantidade de material radioativo em cada uma delas. Os espectros de energia das fontes foram tomados com base no relatório ICRU No. 56 (ICRU, 1997). As densidades dos materiais que foram adotadas nas simulações para grafite, Mylar, acrílico, alumínio, aço, prata, ar, Kr, carbonato de Sr e Pm_2O_3 foram 1,70; 1,38; 1,19; 2,85; 8,06; 10,5; 0,001205; 0,0191; 3,76 e 6,85 g/cm³, respectivamente.

Figura 3.8 Modelo de Monte Carlo MCNP da geometria da câmara de extrapolação PTW modelo 23392 com os componentes.

O transporte de elétrons em MCNP baseia-se principalmente na teoria Goudsmit-Saunders para deflexões angulares, na teoria de Landau das flutuações de perda de energia, e nas melhorias de Blunck-Leisegang da teoria de Landau. Nessas teorias considera-se que a perda de energia é pequena em comparação com a energia cinética do elétron. A perda de energia dos elétrons e a deflexão angular durante cada intervalo de energia são amostrados a partir de distribuições de probabilidade baseadas nas teorias apropriadas de multi-espalhamento. Para se seguir um elétron por meio de uma trajetória com uma perda significativa de energia, é necessário dividir a trajetória do elétron em muitas etapas. A perda de energia e a deflexão angular do elétron durante cada trajetória podem então ser amostrados a partir de distribuições de probabilidade baseadas em teorias de multi-espalhamento. Essa unificação de muitas colisões individuais em etapas únicas constitui o método da “história condensada” de Monte Carlo. Quando um elétron cruza um dos limites da célula, a trajetória principal de energia é interrompida e uma nova trajetória de energia é iniciada. O MCNP pode abordar isso de duas maneiras: Algoritmo de indexação de energia no estilo “MCNP” ou no estilo “*Integrated TIGER series*” (ITS). No estilo MCNP, atribui-se os parâmetros de transporte do grupo de energia para o qual a energia do elétron se encontra entre os limites do grupo. No estilo ITS, atribui-se os parâmetros de transporte do grupo

de energia cujo limite superior está mais próximo da energia do elétron (REYNAERT et al., 2002; LARSON, 2004; MCNP, 2008). No caso do transporte onde o objetivo é calcular doses com fontes de radiação beta deve-se levar em consideração que o estilo MCNP apresenta inconsistências no transporte de elétrons (REYNAERT et al., 2002). Por conseguinte, para se resolver este problema, foi utilizado o modo ITS para todas as simulações.

Para a determinação do fator de correção de *Bremsstrahlung*, de acordo com Böhm (1986), deve-se colocar absorvedores de número atômico baixo em frente à janela de entrada da câmara de extrapolação. Esses absorvedores são suficientemente espessos para barrar a radiação beta, mas deixam passar a radiação de *Bremsstrahlung* (BÖHM, 1986). Para a determinação do fator de correção pelo método Monte Carlo, as seguintes condições de absorvedores foram simuladas: para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, um absorvedor de PMMA de 10 mm de espessura e para as fontes de ^{85}Kr e ^{147}Pm , absorvedores de Hostaphan de 3,4 mm e 0,25 mm de espessura, respectivamente. As espessuras e os materiais dos absorvedores foram recomendados por Böhm (1986). O fator de correção de *Bremsstrahlung* é determinado mediante a Equação 3.11:

$$k_{br} = E - E_{br} / E \quad (3.11)$$

onde E é a energia depositada na cavidade da câmara de extrapolação sem absorvedores e E_{br} é a energia depositada na cavidade com os absorvedores.

De acordo com Owen (1973) e Böhm (1986), uma parte das partículas incidentes de radiação beta são retroespalhadas no volume coletor pelo eletrodo coletor e as partes adjacentes do anel de guarda. Idealmente, as partículas beta deveriam ser retroespalhadas da mesma forma se o eletrodo coletor e o anel de guarda fossem o tecido, mas o eletrodo coletor é de PMMA. Por esse motivo, a diferença nos materiais deve ser corrigida pelo fator de correção pelo retroespalhamento k_{ba} .

Para a determinação do fator k_{ba} pelo método Monte Carlo, foram simuladas uma câmara de extrapolação sem considerar os componentes em condições livres de retroespalhamento e outra câmara com todos os componentes. O procedimento foi feito para as 3 fontes. A distância fonte-detector foi de 11 cm, 20 cm e 30 cm

para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{147}Pm e ^{85}Kr , respectivamente, para os 2 tipos de câmaras de extrapolação simuladas. O fator de retroespalhamento do PMMA relativo ao ar é obtido mediante a Equação 3.12:

$$B_{PMMA} = E/E_{ar} \quad (3.12)$$

onde E é a energia depositada pela radiação considerando todos os componentes e E_{ar} é a energia depositada da câmara sem considerar os componentes.

De acordo com Böhm (1986), o fator de retroespalhamento do tecido pode ser determinado pela Equação 3.13:

$$B_t = 1 + (B_{PMMA} - 1) * \overline{Z_t}/\overline{Z_{PMMA}} \quad (3.13)$$

onde $\overline{Z_t} = 6,50$ e $\overline{Z_{PMMA}} = 5,85$ são os números atômicos do tecido e do PMMA respectivamente. O fator de correção k_{ba} pode ser determinado pela Equação 3.14:

$$k_{ba} = B_t/B_{PMMA} \quad (3.14)$$

A resposta da câmara de extrapolação para diferentes ângulos foi simulada pelo método Monte Carlo para o estudo da dependência angular. As simulações foram feitas rotacionando a câmara em torno do seu eixo de referência de -90° a 90° em passos de 5° (Figura 3.9).

Figura 3.9 Modelo de Monte Carlo para determinar a dependência angular da câmara de extrapolação, mostrando o posicionamento da fonte e da câmara de extrapolação em 3 ângulos diferentes.

De acordo com Behrens (2015), o fator de dependência angular pode ser determinado pela Equação 3.15:

$$R(d, \alpha) = H(d, \alpha)/H(d, 0^\circ) \quad (3.15)$$

onde H é o equivalente de dose pessoal, d é a profundidade da câmara de extrapolação e α é o ângulo da radiação incidente.

A profundidade de referência é 0,07 mm e o fator da qualidade para elétrons é $Q = 1$ Sv/Gy (ISO, 2004), a grandeza $H_p(0,07)$ vai ser igual à dose absorvida, que pode ser determinada mediante a Equação 2.1.

Portanto, o fator de dependência angular pelo método Monte Carlo pode ser determinado pela Equação 3.16:

$$R(d, \alpha) = E(0,07, \alpha)/E(0,07, 0^\circ) \quad (3.16)$$

onde E é a energia depositada na célula correspondente à cavidade da câmara de extrapolação.

3.7 Transmissão das partículas beta

Foi necessário definir um material para cobrir o suporte onde foram irradiados os dosímetros. Este material deve ser tão fino quanto possível, para permitir a transmissão da radiação beta.

As partículas beta possuem um espectro contínuo de energia que se estende de 0 à energia cinética máxima E_{max} . Quando são colocados materiais com uma espessura t determinada em frente do detector, o número das partículas beta transmitidas $N(t)$ é determinado pela Equação 3.17:

$$N(t) = N(0)e^{-\mu t} \quad (3.17)$$

onde μ é o coeficiente de absorção mássico e $N(0)$ é o número inicial de partículas beta.

No LCI/IPEN estão disponíveis 3 materiais para uso como absorvedores de radiação beta: folhas de Hostaphan, filmes de PVC e placas de PMMA. Os valores da energia cinética máxima dos espectros das fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , foram considerados segundo as recomendações do ICRU (1997). Os coeficientes

de absorção mássico e as densidades dos materiais foram obtidos na internet (NIST, 2017). Na Figura 3.10 é mostrada a transmissão das partículas beta que atravessam as folhas de Hostaphan, os filmes de PVC e as placas PMMA para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente. Pode-se observar que a escolha do material torna-se crítica devido à fonte de ^{147}Pm . Para assegurar a transmissão de 80 % das partículas beta com essa fonte, a espessura dos materiais deve ser inferior a 0,05 mm aproximadamente. Portanto, selecionou-se uma folha de Hostaphan de 0,015 mm para realizar as irradiações com as 3 fontes.

Figura 3.10 Transmissão das partículas beta que atravessam os materiais de Hostaphan, PVC e PMMA para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm . $N(t)/N(0)$: razão entre as partículas beta transmitidas e as partículas beta iniciais.

3.8 Luminescência

Para o estabelecimento de um sistema dosimétrico de referência TL ou OSL, é necessário caracterizar e calibrar o material levando em conta a aplicação para a qual ele será usado. Esses procedimentos consistem em vários testes e medições (FURETTA e WENG, 1998; FURETTA, 2008). Neste trabalho foram feitos os seguintes testes e medições:

- Estudo do tratamento térmico para reutilização;
- Estudo da reprodutibilidade da resposta;
- Cálculo do fator de sensibilidade relativa intrínseca do material;
- Estudo da resposta em função da dose;
- Obtenção do fator de calibração dos detectores para as 3 fontes do sistema BSS2;
- Cálculo do limite inferior de detecção;
- Estudo da dependência energética da resposta;
- Variação da resposta em função da distância fonte-detector;
- Avaliação dos parâmetros cinéticos do processo luminescente;
- Estudo do efeito do “Thermal quenching”;
- Estudo do decaimento térmico do sinal (*fading*).

De acordo com Furetta e Weng (1998), para a conversão da emissão de luz obtida da medição de um detector luminescente em dose absorvida é usada a Equação 3.18:

$$D_m = M_{sin} * S_i * F_c \quad (3.18)$$

onde $M_{sin} = M - M_0$ é o sinal luminescente (integral da curva) corrigido pelo sinal de fundo; S_i é o fator de sensibilidade relativa ou fator de correção individual de cada dosímetro; F_c é o fator de calibração.

3.8.1 Tratamento térmico

O tratamento térmico é necessário para preparar o material luminescente para o uso e foi realizado num forno que mantém esse material a uma temperatura por um determinado período de tempo. Posteriormente, as amostras foram resfriadas até a temperatura ambiente. O resfriamento é de grande importância para o funcionamento do sistema luminescente. De acordo com Furetta e Weng (1998) e Furetta (2008), quando um material luminescente novo vai ser usado pela primeira vez, é necessário realizar o estudo de tratamento térmico, o qual tem 3 objetivos fundamentais:

- Encontrar a melhor combinação de temperatura e tempo de aquecimento para eliminar qualquer efeito de irradiação prévia no cristal;

- Produzir o fundo intrínseco mais baixo e uma maior sensibilidade no cristal;
- Obter uma boa reprodutibilidade para os sinais de emissão e de fundo;
- Liberar qualquer elétron preso nas armadilhas da estrutura molecular, provocadas pelo dopante.

3.8.2 Reprodutibilidade da resposta

A reprodutibilidade da resposta é muito dependente da qualidade do material luminescente e do tipo de leitora usada. Além disso, o operador deve ter cuidado para que os ajustes dos parâmetros da leitora sejam corretamente selecionados e a forma da curva de emissão seja normal (McKEEVER et al., 1995).

De acordo com Pagonis et al. (2006), o teste da reprodutibilidade da resposta tem como objetivos:

1. Estudar a variabilidade do sistema que representa a medição da variabilidade do sistema dosimétrico que inclui a leitora, o tratamento térmico, o procedimento de irradiação e os dosímetros (*system variability index, SVI*);
2. Estudar a variabilidade da leitora (*reader variability index, RVI*);
3. Estudar a variabilidade dos dosímetros (*detector variability index, DVI*).

Para cumprir esses objetivos, deve-se realizar vários ciclos de irradiação, medição do sinal, tratamento térmico e medição do sinal de fundo. A seguir, deve-se calcular a média, o desvio padrão e o coeficiente de variação (CV) da resposta de cada detector. A média dos CV dos dosímetros, expressa em %, é o valor da reprodutibilidade de todo o sistema e é calculado mediante a Equação 3.19:

$$\%CV = SVI \quad (3.19)$$

Para o estudo da variabilidade da leitora, deve-se calcular a média das medições para cada ciclo $\bar{M}$, o desvio padrão (SD) e o CV. A variabilidade da leitora é dada pela Equação 3.20:

$$\%CV = RVI = SD / \bar{M} \quad (3.20)$$

A reprodutibilidade da resposta dos dosímetros é dada pela Equação 3.21:

$$DVI = \sqrt{(SVI)^2 + (RVI)^2} \quad (3.21)$$

Para que o sistema dosimétrico tenha uma boa reprodutibilidade é necessário selecionar adequadamente os dosímetros ou usar fatores individuais de sensibilidade relativa intrínseca (PAGONIS et al., 2006). De acordo com a norma ISO 12794:2000(E) (ISO, 2000), para considerar uma boa reprodutibilidade dos detectores, o CV deve ser menor que 10%.

3.8.3 Fator de sensibilidade relativa intrínseca

Para se evitar qualquer variação nas medições relativa à sensibilidade individual de cada dosímetro, a qual pode variar embora o dosímetro seja do mesmo lote, é preciso determinar o fator de correção S_i (FURETTA e WENG, 1998, FURETTA, 2008). O fator S_i pode ser determinado pela Equação 3.22:

$$S_i = \bar{M} / M_i - M_{0i} \quad (3.22)$$

onde

M_i é a medição do dosímetro i tratado e irradiado com uma dose estabelecida;

M_0 é a medição do fundo do mesmo dosímetro tratado e não irradiado;

$\bar{M}$ é a média das medições de N dosímetros tratados e irradiados com a mesma dose.

O procedimento para se determinar o fator S_i para N dosímetros é o seguinte (FURETTA E WENG, 1998; FURETTA, 2008):

- Tratar os dosímetros de acordo com o tratamento estabelecido;
- Fazer a medição usando o ciclo apropriado para determinar o sinal de fundo;
- Irradiar os dosímetros com uma dose na região linear da resposta da aplicação onde vão ser usados;
- Fazer a medição do sinal de emissão usando o ciclo apropriado;
- Determinar o valor do sinal pela Equação 3.23:

$$M_i = M_i - M_{0i} \quad (3.23)$$

E calcular a média da resposta do lote pela Equação 3.24:

$$\bar{M} = 1/N * \sum_{i=1}^N (M_i - M_{0i}) \quad (3.24)$$

- Fazer um tratamento novo dos dosímetros e irradiá-los novamente com a mesma dose. Fazer a medição dos dosímetros e calcular uma média nova dos valores $\overline{M}_2$;
- Repetir o procedimento 5 vezes;
- Utilizar a seguinte Equação 3.25:

$$\overline{\overline{M}} = \sum_{j=1}^5 \overline{M}_j / 5 \quad (3.25)$$

onde j é cada irradiação do dosímetro;

- Calcular a média da resposta para cada dosímetro do lote pela Equação 3.26:

$$\overline{M} = \sum_{j=1}^5 M_{i,j} / 5 \quad (3.26)$$

onde i indica o número do dosímetro;

- Finalmente, calcular o fator de sensibilidade intrínseca para cada dosímetro pela Equação 3.27:

$$S_i = \overline{\overline{M}} / \overline{M}_i \quad (3.27)$$

3.8.4 Fator de calibração

O fator de calibração F_c permite converter a emissão luminescente de um material determinado na dose recebida pelo próprio material. O fator inclui as propriedades da leitora e do dosímetro. O fator F_c pode ser determinado pela Equação 3.28:

$$F_c = \frac{D}{1/m \sum_{i=1}^m M_i * S_i} \quad (3.28)$$

onde D é a dose absorvida;

O primeiro procedimento para se obter o fator de calibração consiste em determinar somente um fator de calibração para cada dose absorvida. O segundo procedimento é a obtenção de uma curva de calibração dose-resposta usando 3 ou mais valores de dose. Neste caso, o fator de calibração pode ser obtido mediante o coeficiente angular do ajuste linear da curva ($y = ax + b$) (Equação 3.29). A estabilidade do sistema deve ser verificada periodicamente para se detectar

possíveis variações devido às condições ambientais ou devido à leitora propriamente dita (FURETTA e WENG; 1998; FURETTA, 2008).

$$F_c = 1/a \quad (3.29)$$

3.8.5 Limite inferior de detecção

O limite inferior de detecção (LID) é a dose mínima que pode ser distinguida significativamente da dose nula pelo material luminescente (FURETTA, 2008). O LID é importante em medições de doses baixas, onde o sinal do dosímetro é quase igual ao sinal de fundo. O LID depende do tipo e da massa do dosímetro, da sensibilidade do material, das características da leitora, dos procedimentos para a avaliação da medição e do tratamento térmico adequado. O LID é definido pela Equação 3.30:

$$LID = 3 * \sigma_{M_0} * F_c \quad (3.30)$$

onde σ_{M_0} é o desvio padrão da medição do dosímetro sem irradiação (FURETTA e WENG, 1998; FURETTA, 2008).

3.8.6 Sensibilidade intrínseca dos dosímetros

A sensibilidade de um material luminescente é a resposta emitida pelo material (intensidade) por unidade de dose absorvida. A sensibilidade intrínseca é definida pela Equação 3.31:

$$S_i = M/D * m \quad (3.31)$$

onde M é a resposta do material, D é a dose absorvida e m é a massa do material do dosímetro (FURETTA e WENG, 1998; FURETTA, 2008).

3.8.7 Dependência energética da resposta

A resposta de um dosímetro é geralmente uma função da energia (qualidade) da radiação. Como os sistemas dosimétricos são calibrados em relação a uma determinada qualidade (energia) do feixe de radiação e são utilizados em uma faixa de energia mais ampla, a variação da resposta de um sistema dosimétrico com a qualidade de radiação (chamada dependência energética) requer uma correção. Idealmente, a resposta energética deve ser independente da

energia em um certo intervalo. Obviamente, nem todos os dosímetros satisfazem esta característica (PODGORSÄK, 2005).

O procedimento para determinar a dependência energética é o seguinte:

- Irradiar os dosímetros do lote com a mesma dose para cada energia;
- Fazer a medição dos dosímetros;
- Corrigir cada medição pelo fundo individual e pelo fator de sensibilidade individual;
- Fazer um gráfico da resposta luminescente versus a energia de radiação e avaliar o comportamento.

3.8.8 Decaimento do sinal luminescente

O decaimento do sinal (*fading*) é o decréscimo da resposta do dosímetro devido à perda de algumas das cargas armadilhadas durante a irradiação antes da medição. Pode ser causado pelo calor, mesmo à temperatura ambiente (decaimento térmico) ou pela exposição indesejada à luz (decaimento óptico).

3.8.9 Análise dos parâmetros cinéticos do processo termoluminescente

O modelo mais simples para explicar o processo termoluminescente (TL) consiste em uma armadilha de elétrons (T) e um centro de recombinação (RC). Este modelo é conhecido como *OTOR* (*one-trap-one-recombination center*). As armadilhas capturam os elétrons e os centros de recombinação capturam as lacunas. No modelo *OTOR*:

N é a concentração total de armadilhas no cristal (m^{-3});

n é a concentração de armadilhas preenchidas no cristal (m^{-3}) no tempo t ; h é a concentração de lacunas armadilhadas nos centros de recombinação (m^{-3});

A_n é a probabilidade dos elétrons de serem armadilhados novamente ($\text{m}^{-3} \text{s}^{-1}$);

A_{RC} é a probabilidade de recombinação dos elétrons ($\text{m}^{-3} \text{s}^{-1}$); e n_0 é a concentração inicial de armadilhas preenchidas no tempo $t = 0$.

Para se obter a equação que rege o processo TL durante o aquecimento, as seguintes considerações são levadas em conta:

- (1) a amostra é aquecida seguindo uma função linear que varia linearmente com o tempo $t = t_0 + \beta t$, onde β é a taxa de aquecimento constante;

- (2) a irradiação acabou;
- (3) quando a temperatura da amostra aumenta, os elétrons armadilhados são liberados à banda de condução, e eles podem se recombinar com as lacunas nos centros de recombinação.

A intensidade TL é proporcional à taxa de recombinação de lacunas e elétrons nos centros de recombinação e pode ser expressa pela Equação 3.32 (FURETTA e WENG, 1998; PAGONIS et al., 2006; FURETTA, 2008):

$$I(t) = -dh/dt \quad (3.32)$$

Para ordem cinética de primeira ordem, são usadas as seguintes suposições:

$$n \cong h, \frac{dn}{dt} \cong \frac{dh}{dt} \text{ e } A_{RC} h \gg A_n(N - n).$$

O processo TL pode ser representado pela Equação 3.33:

$$I(t) = -dn/dt = n^b * s' * e^{-\frac{E}{kT}} \quad (3.33)$$

onde

E (eV) é a energia de ativação ou profundidade da armadilha que é a energia associada a um nível metaestável dentro da banda proibida do cristal;

k é a constante de Boltzman ($8,617332 \times 10^{-5}$ eV/K), T é a temperatura absoluta (K);

b é a ordem cinética (tipicamente entre 1 e 2);

s' ($m^{3(b-1)}/s$) é o fator pré-exponencial efetivo para ordem cinética geral que é proporcional à frequência das colisões dos elétrons no cristal (PAGONIS et al., 2006).

A integral da Equação 3.33 é expressa pela Equação 3.34:

$$I(T) = s'' * n_o * \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \left[1 + \frac{s''*(b-1)}{\beta} \int_{T_0}^T \exp\left(-\frac{E}{kT'}\right) dT'\right]^{-\frac{b}{b-1}} \quad (3.34)$$

onde T_0 é a temperatura a 0 K e $s'' = s' * n_0^{b-1}$.

Para a determinação do pico máximo da curva de resposta TL, deve-se aplicar a derivada da Equação 3.33, obtendo-se a Equação 3.35 de ordem geral:

$$\frac{\beta E}{kT_M^2} = s * \exp\left(-\frac{E}{kT_M}\right) \left[1 + (b-1)\left(\frac{2kT_M}{E}\right)\right] \quad (3.35)$$

Os picos individuais da curva de resposta TL podem ser analisados para se determinar os parâmetros cinéticos: energia de ativação E , fator de frequência s e ordem cinética b . A integral da Equação 3.34 deve ser avaliada usando métodos numéricos de integração, mas existem alguns procedimentos alternativos que serão apresentados a seguir (FURETTA e WENG, 1998; PAGONIS et al., 2006).

- **Métodos para avaliar a ordem cinética e determinar o número total de picos na curva de emissão**

Para se determinar a ordem cinética do pico de temperatura e determinar o número total de picos, é utilizado o conhecido método T_M - T_{stop} (McKEEVER, 1980). Este método consiste em monitorar a posição do pico máximo da temperatura da curva de emissão TL. O método começa ao se irradiar uma amostra que é primeiramente aquecida a uma taxa de aquecimento para uma temperatura correspondente ao aumento inicial do primeiro pico. A seguir, a amostra é esfriada rapidamente para a temperatura ambiente e depois reaquecida à mesma taxa para obter a curva de emissão TL restante. A posição da temperatura máxima T_M é registrada. Este processo deve ser repetido cada vez com uma amostra que deve ser irradiada usando os valores de T_{stop} para cada uma delas. O valor de T_{stop} deve ser aumentado em pequenos incrementos e, em seguida, o gráfico de T_M vs T_{stop} deve ser obtido. Para se considerar o pico de primeira ordem, a curva T_M - T_{stop} será uma linha de coeficiente angular igual a zero. Para uma curva de emissão que contenha vários picos separados de primeira ordem, a curva T_M - T_{stop} terá uma estrutura característica de “escada” (McKEEVER, 1980).

Um outro método usado para se avaliar a ordem cinética do pico é o método de T_M -dose. Este método consiste em se irradiar as amostras com doses diferentes nas mesmas condições experimentais. De acordo com McKeever (1980), a posição do pico de primeira ordem é independente da dose à qual as amostras foram irradiadas.

Para se determinar o número total de picos na curva de emissão, é usado o método da curva de emissão fracionária (McKEEVER, 1985). De acordo com este método, a amostra é irradiada uma vez, e uma leitura TL é obtida aquecendo-se apenas até uma temperatura após cada pico máximo. A medição TL é apenas parcialmente obtida após o aquecimento.

- **Métodos baseados na temperatura máxima do pico**

Estes métodos consideram a máxima temperatura da curva de resposta TL na qual a probabilidade de escape do elétron da armadilha é igual a 1. De acordo com Randall e Wilkins (FURETTA e WENG, 1998; PAGONIS et al., 2006; FURETTA, 2008):

$$E = 25kT_M \quad (3.36)$$

De acordo com Urbach (PAGONIS et al., 2006):

$$E = 23kT_M \quad (3.37)$$

Estes métodos serão usados somente como uma primeira aproximação dos valores da energia de ativação.

- **Método de análises baseados na forma do pico da curva da resposta TL**

Nestes métodos, os parâmetros cinéticos são determinados baseando-se na forma da curva da resposta TL (CHEN e McKEEVER, 1997; FURETTA e WENG, 1998; PAGONIS et al., 2006; FURETTA, 2008). Os parâmetros a definir nestes métodos estão representados na Figura 3.11.

Figura 3.11 Parâmetros geométricos baseados na forma da curva da resposta TL. (T_M : temperatura máxima do pico, T_1 , T_2 : temperaturas de cada lado da curva correspondentes à metade da intensidade do sinal (PAGONIS et al., 2006).

A seguir são apresentadas várias expressões para se determinar a energia de ativação, considerando a cinética de primeira ordem. Todas as expressões

foram modificadas por Chen para obter um valor mais preciso desse parâmetro (CHEN e McKEEVER, 1997; PAGONIS et al., 2006).

De acordo com *Grossweiner*:

$$E = 1,51 * k * (T_M T_1) / \tau \quad (3.38)$$

De acordo com *Lushchik*:

$$E = 0,976 * (k * T_M^2) / \delta \quad (3.39)$$

De acordo com *Halpering and Braner*:

$$E = (1,59 * k * T_M^2) / \tau - 3,16 * k * T_M \quad (3.40)$$

A expressão 3.41 pode ser usada para se determinar a energia de ativação, e foi proposta por Balarin (FURETTA, 2008).

$$E = T_M^2 / 4998 * \omega \quad (3.41)$$

De acordo com Chen e McKeever (1997), a expressão para se determinar a energia de ativação em função do fator μ é a seguinte:

$$E_\alpha = c_\alpha * (k * T_M^2 / \alpha) - b_\alpha (2 * k * T_M) \quad (3.42)$$

onde α são os parâmetros τ , δ ou ω . Os valores de c_α e b_α são os seguintes:

$$c_\tau = 1,51 + 3,0 (\mu - 0,42), \quad b_\tau = 1,58 + 4,2 (\mu - 0,42) \quad (3.43)$$

$$c_\delta = 0,976 + 7,3 (\mu - 0,42), \quad b_\delta = 0 \quad (3.44)$$

$$c_\omega = 2,52 + 10,2 (\mu - 0,42), \quad b_\omega = 0 \quad (3.45)$$

- **Método de análise utilizando a área sob a curva de resposta TL**

Estes métodos conhecidos como “métodos de áreas” ou “métodos de pico de toda a curva de resposta TL” são baseados na medição da integral embaixo do pico da curva. O valor da integral $n(T)$ da intensidade TL pode ser estimada como a área desde a temperatura T_0 até a temperatura final T_f no final do pico da curva (CHEN e McKEEVER, 1997; FURETTA e WENG, 1998; PAGONIS et al., 2006; FURETTA, 2008).

A Equação 3.46 é usada para este método:

$$\ln(I/n^b) = \ln((s'/\beta) - E/kT) \quad (3.46)$$

A partir da Equação 3.46, deve-se obter um gráfico de $\ln(I/n^b)$ versus $1/kT$ com vários valores da ordem cinética b . Os gráficos são ajustados linearmente e o gráfico com o melhor ajuste R^2 corresponde ao melhor valor de b . A partir desses gráficos é possível determinar a energia de ativação como o coeficiente angular da reta ajustada e com a intercepção da reta com o eixo y (I_y) pode-se calcular o fator de frequência a partir da Equação 3.47:

$$s = \beta * e^{(I_y)} \quad (3.47)$$

- **Deconvolução da curva de emissão TL**

O método da deconvolução é usado para avaliar os parâmetros cinéticos para um determinado pico na curva de emissão TL. Vários modelos, aproximações e procedimentos têm sido investigados e vários programas computacionais foram desenvolvidos para análise de curva de emissão TL (HOROWITZ e MOSCOWITCH, 1986; BOS et al., 1993; BOS et al., 1994; DELGADO e GÓMEZ ROS, 2001).

Neste trabalho é usado o programa computacional GlowFit para a deconvolução de picos de primeira ordem cinética (PUCHALSKA e BILSKI, 2006). O programa usa a Equação 3.48 para descrever um único pico na curva de emissão TL (HOROWITZ e YOSSIAN, 1995):

$$I(T) = I_M * \exp \left[1 + \frac{E}{kT} * \frac{T-T_M}{T_M} - \frac{T^2}{T_M^2} - \left(1 - \frac{2kT_M}{E} * \exp \left(\frac{E}{kT} * \frac{T-T_M}{T_M} \right) - \frac{2kT_M}{E} \right] \right] \quad (3.48)$$

A curva de emissão é uma função não linear dos parâmetros T_M , I_M e E . Um procedimento iterativo é usado para encontrar os valores mais adequados dos parâmetros do pico. GlowFit é capaz de simultaneamente deconvoluir até dez picos a partir da curva de emissão TL. No programa é definida uma função χ^2 e os parâmetros do melhor ajuste são determinados pela sua minimização. O processo de minimização começa com valores experimentais. O método de Levenberg-Marquardt para a minimização de funções não lineares foi escolhido (PUCHALSKA e BILSKI, 2006).

Os resultados da deconvolução são apresentados na tela e armazenados num arquivo definido pelo usuário. O arquivo contém todas as informações

importantes: nome do arquivo analisado, um comentário (tipo de detector, taxa de aquecimento, etc.), altura do pico, energia, a posição da temperatura no pico máximo e integrais de cada pico.

Para a avaliação da qualidade do ajuste, o programa usa a função da Figura de Mérito (FOM) que representa a eficiência do procedimento de ajuste. A convergência no mínimo dessa função é então tomada como uma indicação do “melhor ajuste”. De acordo com Pagonis et al. (2006), a FOM pode ser calculada mediante a Equação 3.49:

$$FOM = \sum_{Pontos} |Y_{experimental} - Y_{ajustado}| / \sum_{Pontos} Y_{ajustado} \quad (3.49)$$

onde $Y_{experimental}$ e $Y_{ajustado}$ são os dados das respostas TL experimental e ajustada, respectivamente.

O fator de frequência pode ser determinado pela Equação 3.50:

$$s = \frac{\beta * E}{kT_M} * \exp(E/kT_M) \quad (3.50)$$

3.8.10 Estudo do efeito do “*Thermal quenching*”

O efeito do “*thermal quenching*” está presente em vários materiais TL importantes, como os quartzos e o Al_2O_3 (AKSELROD et al., 1998; KITIS, 2002; PAGONIS et al., 2006; CHITAMBO, 2014; KALITA e CHITAMBO, 2017a). O efeito do *thermal quenching* pode ser definido como a redução da intensidade do sinal TL com o aumento da taxa de aquecimento, pois a eficiência da luminescência é um fator que depende da temperatura, de modo que a eficiência diminui com o aumento da temperatura. Isso significa que os picos de temperatura da curva de emissão se deslocam em direção a temperaturas mais altas, como resultado do aumento da taxa de aquecimento (FURETTA, 2008). A área embaixo do pico da curva de emissão diminui com o aumento da taxa de aquecimento (PAGONIS et al., 2006).

A eficiência da termoluminescência $\eta(T)$ pode ser definida pela Equação 3.51:

$$\eta(T) = A_q / A_{uq} = 1 / (1 + C * \exp(-W/k * T_M)) \quad (3.51)$$

onde A_q e A_{uq} são as áreas sob as curvas com o efeito e sem o efeito do *thermal quenching*, respectivamente, W é a energia de ativação do *thermal quenching* e C é uma constante (PAGONIS et al., 2006; KALITA e CHITHAMBO, 2017a).

De acordo com o modelo de Bøtter-Jensen et al. (2003), W é a barreira potencial necessária para a liberação térmica de lacunas armadilhadas que resultam na diminuição da concentração de centros de luminescência à medida que a temperatura aumenta. C é uma constante adimensional definida pela razão da probabilidade de transição não radiativa e a probabilidade de transição radiativa (PAGONIS et al., 2010).

Para a obtenção dos parâmetros W e C , precisa-se fazer medições das curvas de emissão com diferentes taxas de aquecimento. Considerando que a área sob a curva de emissão com a menor taxa de aquecimento é A_{uq} , deve-se obter a curva de $\ln[(A_{uq}/A_q)_-1]$ versus $1/kT_m$. Essa curva irá produzir uma linha reta com coeficiente angular $-W$ e intercepção $\ln(C)$, a partir do qual o parâmetro C pode ser avaliado (PAGONIS et al., 2006; KALITA e CHITHAMBO, 2017a).

3.8.11 Fator de correção pela atenuação no ar e espalhamento da radiação no suporte de irradiação dos detectores

Como já mencionado, para se irradiar os detectores foi utilizado um suporte de acrílico e uma folha de Hostaphan de 0,015 mm como cobertura para realizar as irradiações com as 3 fontes. Dependendo da energia da radiação beta, as partículas podem ser atenuadas ou mais ou menos espalhadas pelo suporte e pela cobertura. Isso provoca um aumento ou uma diminuição da dose absorvida.

Além disso, os detectores são irradiados usando feixes que irradiam uniformemente o volume do detector com o centro usado como ponto de referência. No entanto, quando a distância da fonte radiativa ao volume do detector é pequena, o feixe de radiação não é uniforme. Da mesma forma, as fontes de baixa energia podem provocar que a irradiação no volume do detector não seja uniforme devido à atenuação da radiação (BEHRENS, 2013; SWINTH et al., 2019).

A resposta dos detectores não só apresenta uma forte dependência energética do emissor beta, mas também depende da geometria de irradiação (WORKSHOP, 1985).

Para compensar estas discrepâncias, um fator de correção pode ser determinado pelo método Monte Carlo para se obter a dose absorvida real.

Na Figura 3.12 são mostrados o modelo MCNP do sistema BSS2 com a distribuição das partículas e o suporte de PMMA com os detectores de SOL-GEL α -Al₂O₃. Para as simulações foram consideradas as dimensões reais do suporte com as cavidades para colocar os detectores. A composição química dos detectores foi considerada levando em conta a informação do fabricante do material (FERREIRA e SANTOS, 2014).

De acordo com a norma ISO 6980-2 (ISO, 2004), a dose absorvida é o quociente da energia depositada pela radiação ionizante (E) a uma matéria de massa m . Por meio da simulação utilizando-se o método Monte Carlo, é possível determinar a energia depositada em cada detector de massa m . Levando-se em conta que a massa do detector é constante, é possível determinar o número de partículas que foram absorvidas, no caso das fontes ⁸⁵Kr e ¹⁴⁷Pm, ou espalhadas, no caso da fonte de ⁹⁰Sr/⁹⁰Y, pelo detector, utilizando a Equação 3.52:

$$k_s = E_{scs} / E_{sc} * 100 \quad (3.52)$$

onde E_{scs} (MeV) é a energia depositada no dosímetro sem a cobertura e sem o suporte e E_{sc} (MeV) é a energia depositada no dosímetro sem a cobertura.

O factor de correção pela atenuação e espalhamento é determinado pela Equação 3.53:

$$k_{ae} = E_{scs} / E_{ccs} \quad (3.53)$$

onde E_{ccs} (MeV) é a energia depositada considerando-se a cobertura e o suporte.

Figura 3.12 Modelo MCNP do sistema BSS2 com a distribuição das partículas e o suporte de PMMA com os detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ numerados de 1 a 25.

De acordo com a ISO 6980-1 (ISO, 2006) e Ambrosi et al. (2007), no sistema BSS2 para se produzir uma dose uniforme em uma área mínima de 15 cm de diâmetro, à distância de calibração, a variação na taxa de dose deve ser menor que $\pm 5\%$ para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr e menor que $\pm 10\%$ para a fonte de ^{147}Pm . Uma vez que os fatores de correção tenham sido determinados, eles serão normalizados para o valor obtido no centro do feixe do suporte. Os valores normalizados devem estar dentro dos requisitos estabelecidos pela norma internacional ISO 6980-1 (ISO, 2006).

3.9 Incertezas das medições

Embora pela definição o padrão primário não precise ser calibrado, há uma importante necessidade de demonstrar que o padrão funciona corretamente no nível de precisão esperado. Na operação e no desenho do sistema padrão primário, a precisão de cada elemento do sistema é estimada pelas suas incertezas e pela estimativa da incerteza combinada das medições (ANDREO et al., 2017).

Quando o resultado de uma medição é expresso, é necessário dar uma indicação de sua qualidade, de modo que quem usa o valor obtido possa estimar sua confiabilidade. A medida dessa qualidade baseia-se na incerteza do resultado, que caracteriza a dispersão dos valores que podem razoavelmente ser atribuídos para o mensurando, ou objeto da grandeza da medição. Sem conhecimento da incerteza associada, os resultados das medições seriam inúteis, porque não poderiam ser comparados ou combinados com outros resultados. No caso específico das medições de radioatividade e dosimetria, seria impossível determinar se as condições exigidas pelas normas são atendidas se um resultado for determinado e sua incerteza não for conhecida (ROMERO et al., 2003).

Em essência, são estabelecidos dois tipos de incertezas: "A" e "B" que diferem apenas na forma como são avaliadas e não nas causas que deram origem às incertezas. Esses tipos são:

- Tipo "A", que corresponde às incertezas que podem ser avaliadas por métodos estatísticos e que serão caracterizadas por variâncias s^2 ;
- Tipo "B", que corresponde às incertezas que são avaliadas por outros meios, e que devem ser caracterizadas por variâncias u^2 .

Todas as incertezas devem ser caracterizadas por variâncias, mesmo quando a informação disponível seja apenas os limites de validade de uma medição (ROMERO et al., 2003; INMETRO, 2012 b; ANDREO et al., 2017).

A incerteza "combinada" é obtida combinando as variâncias atribuídas aos componentes das incertezas que foram identificadas. A incerteza "expandida" é obtida pela multiplicação da incerteza combinada por um fator de abrangência k . Sua utilidade reside no fato de que, se a hipótese de uma distribuição conhecida for feita, os níveis de confiança podem ser estabelecidos com base em k da maneira tradicional (ROMERO et al. 2003; INMETRO, 2012 b; ANDREO et al., 2017).

3.9.1 Avaliação de incertezas do tipo "A"

A avaliação é realizada por meio de qualquer procedimento estatístico válido para o tratamento de dados experimentais (ROMERO et al., 2003; BROSED et al., 2011; INMETRO, 2012 b; ANDREO et al., 2017). Por exemplo:

- Cálculo do desvio padrão experimental $s(q)$ e desvio padrão da média de um conjunto de valores experimentais $s(\bar{q})$:

$$s^2(q) = \frac{1}{n-1} \sum_{j=1}^n (q_j - \bar{q})^2 \quad s^2(\bar{q}) = \frac{s^2(q)}{n} \quad (3.54)$$

- Incertezas obtidas no ajuste de dados experimentais de funções analíticas por um procedimento de mínimos quadrados;
- Análise de variâncias.

3.9.2 Avaliação de incertezas do tipo "B"

De acordo com as recomendações acima mencionadas, a avaliação é realizada por meio da análise de todas as informações disponíveis (ROMERO et al., 2003; BROSED et al., 2011; INMETRO, 2012 b). Por exemplo:

- Dados de medições anteriores;
- Incertezas atribuídas a dados de referência em manuais ou normas;
- Especificações dos fabricantes;
- Dados obtidos de calibrações e outros certificados;
- Experiência ou conhecimento geral sobre o comportamento e as propriedades dos materiais e instrumentos relevantes.

3.9.3 Determinação da incerteza combinada

A incerteza combinada pode ser definida pela Equação 3.55:

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial f}{\partial x_i} \right)^2 u^2(x_i) \quad (3.55)$$

onde u representa as incertezas do tipo “A” e do tipo “B” calculadas de acordo com o que foi visto anteriormente. As derivadas parciais $\left(\frac{\partial f}{\partial x_i} \right)$ são chamadas coeficientes de sensibilidade (c_i) e descrevem como o valor estimado de y varia de acordo com a variação de $\{x_i\}$. (ROMERO et al., 2003; BROSED et al., 2011; INMETRO, 2012 b; ANDREO et al., 2017). A Equação 3.55 pode ser escrita como uma função dos coeficientes c_i :

$$u_c^2 = \sum_{i=1}^N (c_i u(x_i))^2 \quad (3.56)$$

3.9.4 Determinação da incerteza expandida

A incerteza expandida é definida pela Equação 3.57:

$$U = k * u_c(y) \quad (3.57)$$

O resultado da medição geralmente é expresso como um intervalo: $[y-U, y + U]$ (ROMERO et al., 2003; BROSED et al., 2011; INMETRO, 2012b; ANDREO et al., 2017).

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A câmara de extrapolação PTW modelo 23392 foi testada em feixes de radiação beta de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm do sistema BSS2. São apresentados os resultados da caracterização da câmara em termos de estabilidade da resposta, profundidade nula real, curva de saturação da corrente de ionização, curvas de extrapolação, efeitos da polaridade, eficiência de coleção de íons, estudo da resposta em função da distância, linearidade da resposta e tempo de estabilização. As taxas de dose absorvida no tecido e os fatores de transmissão das fontes também foram determinados.

Um modelo de Monte Carlo para a câmara de extrapolação e as fontes do sistema BSS2 foi estabelecido. Foram determinados os fatores de correção de *Bremsstrahlung*, os fatores de correção pelo retroespalhamento do eletrodo coletor e do anel de guarda da câmara de extrapolação e os fatores de dependência angular para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm do sistema BSS2.

Os detectores de SOL-GEL α -Al₂O₃ foram testados em feixes do sistema BSS2. São apresentados os resultados da caracterização dos detectores em termos de determinação do tratamento térmico, reprodutibilidade, fator relativo de sensibilidade, curvas dose-resposta, sensibilidade intrínseca dos detectores, limite inferior de detecção, dependência energética, variação da resposta em função da distância fonte-detector, decaimento do sinal (*fading*). Além disso, foram determinados os parâmetros cinéticos dos detectores e os parâmetros do *thermal quenching*. Os espectros TL dos detectores foram registrados e foram determinados os fatores de correção pela atenuação no ar e espalhamento da radiação no suporte de irradiação dos detectores pelo método Monte Carlo.

4.1 Câmara de extrapolação

4.1.1 Curvas de saturação da corrente de ionização das fontes padrões

No procedimento experimental foram obtidas as curvas de saturação das fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr a distâncias da câmara de 11 cm e 30 cm, respectivamente. O experimento realizado com a fonte de ^{147}Pm não apresentou um sinal de carga

que permitisse realizar o estudo completo. A tensão de polarização foi variada entre -20 V e +20 V. As distâncias entre os eletrodos (d) para a obtenção das curvas foram de 0,5 mm, 1,5 mm e 2,5 mm. Foram realizadas 10 medições da carga para cada valor de tensão em intervalos de 10 s, tanto para a polaridade positiva como para a negativa. A partir desses dados foram obtidas as curvas de saturação. Os valores das correntes foram sempre corrigidos pelo fator de correção $k_{T,P}$ para as condições de referência de temperatura e pressão (T_0, P_0) (Equação 2.6).

A corrente de saturação I_s foi obtida através do gráfico do patamar da corrente de ionização versus o inverso da raiz quadrada da tensão. A reta ajustada extrapolada para o valor nulo da corrente de ionização fornece o valor de I_s . O campo elétrico adotado foi de 10 V/mm segundo a recomendação das normas ISO 6980-2 (ISO, 2004) e ABNT (2017).

Na Figura 4.1 são mostradas as curvas de saturação da resposta da câmara de extrapolação para as profundidades anteriormente mencionadas correspondentes à fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e na Figura 4.2, são mostrados os gráficos correspondentes às correntes de saturação obtidas pelo procedimento de extrapolação para zero das retas da corrente de ionização.

Nas Figuras 4.3 e 4.4 são mostradas as curvas de saturação e os gráficos das correntes de saturação para a fonte de ^{85}Kr . A corrente de saturação foi obtida pelo mesmo método que para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$.

Na Tabela 4.1 são mostrados os valores médios da corrente de ionização do patamar do gráfico para as profundidades 0,5 mm, 1,5 mm e 2,5 mm da câmara, correspondentes à resposta das fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr .

Figura 4.1 Curvas de saturação da resposta da câmara de extrapolação para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ (d: profundidade da câmara). As incertezas foram menores que $\pm 1,2\%$, $\pm 0,8\%$ e $\pm 0,06\%$ para as profundidades de 0,5 mm, 1,5 mm e 2,5 mm, respectivamente.

+

Figura 4.2 Correntes de saturação da resposta da câmara de extrapolação para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$. As incertezas foram menores que $\pm 0,9\%$, $\pm 0,06\%$ e $\pm 0,04\%$ para as profundidades de 0,5 mm, 1,5 mm e 2,5 mm, respectivamente.

Figura 4.3 Curvas de saturação da resposta da câmara de extrapolação para a fonte de ^{85}Kr (d: profundidade da câmara). As incertezas foram menores de $\pm 1,8\%$, $\pm 0,7\%$ e $\pm 0,3\%$ para as profundidades que 0,5 mm, 1,5 mm e 2,5 mm, respectivamente.

Figura 4.4 Correntes de saturação da resposta da câmara de extrapolação para a fonte de ^{85}Kr . As incertezas foram menores de $\pm 2,7\%$, $\pm 0,2\%$ e $\pm 0,5\%$ para as profundidades que 0,5 mm, 1,5 mm e 2,5 mm, respectivamente.

Tabela 4.1 Correntes de ionização média para as profundidades 0,5 mm, 1,5 mm e 2,5 mm da câmara de extrapolação, correspondentes à resposta das fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr .

Tensão (V)	Corrente de ionização média (pA)		
	Fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$		
	Profundidade da câmara (mm)		
	0,5	1,5	2,5
2,5	$0,8232 \pm 0,0013$	$2,8290 \pm 0,0010$	$4,8565 \pm 0,0020$
5	$0,8268 \pm 0,0021$	$2,8930 \pm 0,0016$	$4,9141 \pm 0,0022$
10	$0,833 \pm 0,007$	$2,9077 \pm 0,0015$	$4,9479 \pm 0,0017$
15	$0,835 \pm 0,005$	$2,9080 \pm 0,0018$	$4,9594 \pm 0,0020$
20	$0,837 \pm 0,006$	$2,9154 \pm 0,0015$	$4,9595 \pm 0,0022$
Tensão (V)	Fonte ^{85}Kr		
	Profundidade da câmara (mm)		
	0,5	1,5	2,5
	0,5	1,5	2,5
2,5	$0,1722 \pm 0,0015$	$0,6236 \pm 0,0012$	$1,075 \pm 0,0013$
5	$0,1815 \pm 0,0018$	$0,6379 \pm 0,0010$	$1,090 \pm 0,0021$
10	$0,1828 \pm 0,0019$	$0,6453 \pm 0,0013$	$1,100 \pm 0,0024$
15	$0,185 \pm 0,003$	$0,6477 \pm 0,0014$	$1,09 \pm 0,005$
20	$0,184 \pm 0,005$	$0,6480 \pm 0,0013$	$1,106 \pm 0,0019$

Observa-se que com o aumento da tensão de polarização, a corrente de ionização aumentou até se aproximar da corrente de saturação. As curvas de saturação não apresentam simetria em relação à origem do sistema de coordenadas, de acordo com o comportamento similar observado por Böhm (1986).

A partir dos valores da corrente de saturação I_s , foi calculada a eficiência de coleção de íons para as profundidades 0,5 mm, 1,5 mm e 2,5 mm das fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr de acordo com a Equação 2.3. As perdas por recombinação iônica foram determinadas de acordo com a Equação 2.4. Para a estimativa do efeito de polaridade, foi utilizada a Equação 2.5.

Nas Tabelas 4.2 e 4.3 são mostrados os valores obtidos da corrente de saturação, da eficiência de coleção de íons, da recombinação iônica e do efeito de

polaridade para as profundidades 0,5 mm, 1,5 mm e 2,5 mm da câmara, correspondentes à resposta das fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr , respectivamente.

Tabela 4.2 Correntes de saturação, eficiência de coleção de íons, recombinação iônica e efeito da polaridade para as profundidades 0,5 mm, 1,5 mm e 2,5 mm da câmara de extrapolação correspondente à resposta da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$.

Tensão	Corrente de saturação	Eficiência de coleção de íons	Recombinação iônica	Efeito da polaridade
(V)	(pA)	(%)	(%)	(%)
Fonte ⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y				
Profundidade da câmara 0,5 mm				
2,5	0,8466 ± 0,0005	97,2	2,8	33,1
5		97,6	2,4	32,1
10		98,3	1,7	32,8
15		98,6	1,5	32,9
20		98,9	1,1	32,6
Profundidade da câmara 1,5 mm				
2,5	2,9100 ± 0,0027	97,2	2,8	8,6
5		99,4	0,6	9,3
10		99,9	0,08	9,4
15		99,9	0,07	9,5
20		100,0	0	8,9
Profundidade da câmara 2,5 mm				
2,5	4,9800 ± 0,0018	97,5	2,5	5,3
5		98,7	1,3	5,2
10		99,4	0,6	5,3
15		99,6	0,4	5,2
20		99,6	0,4	5,2

Tabela 4.3 Correntes de saturação, eficiência de coleção de íons, recombinação iônica e efeito da polaridade para as profundidades 0,5 mm, 1,5 mm e 2,5 mm da câmara de extrapolação correspondente à resposta da fonte de ^{85}Kr .

Tensão	Corrente de saturação	Eficiência de coleção de íons	Recombinação iônica	Efeito da polaridade
(V)	(pA)	(%)	(%)	(%)
Fonte ⁸⁵ Kr				
Profundidade da câmara 0,5 mm				
2,5	0,1820 ± 0,0004	94,6	5,4	17,0
5		99,7	0,4	16,0
10		100,0	0	15,0
15		100,0	0	14,0
20		100,0	0	14,0
Profundidade da câmara 1,5 mm				
2,5	0,6544 ± 0,0007	95,4	4,7	5,0
5		97,5	2,5	4,0
10		98,7	1,3	5,0
15		99,0	0,9	4,0
20		99,1	0,9	4,0
Profundidade da câmara 2,5 mm				
2,5	1,1010 ± 0,0005	97,7	2,3	2,4
5		99,1	0,9	2,5
10		100	0	2,7
15		100	0	2,9
20		100	0	2,7

Os resultados obtidos podem ser considerados aceitáveis. A resposta da câmara de extrapolação apresentou uma eficiência de coleção acima de 99 % para a tensão de 15 V, que é o limite recomendado pela norma IEC (2011). Os resultados demonstraram que a eficiência de coleção de íons aumenta com o aumento da profundidade e com o aumento da tensão de polarização. Os resultados estão em concordância com os trabalhos de Caldas (1980) e Antonio (2013).

Os efeitos da recombinação iônica são importantes para volumes pequenos. Para valores de tensões baixos, alguns íons se recombinam. A recombinação iônica foi reduzida quando foi aumentada a intensidade do campo elétrico. No caso da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, as perdas por recombinação iônica à profundidade da câmara de 0,5 mm são maiores que 1%. Este fenômeno pode estar relacionado com a divergência das partículas beta à a distância fonte-detector de 11 cm. Os resultados da determinação das perdas por recombinação iônica podem ser considerados aceitáveis pois a norma IEC (2011) estabelece que esse valor deve ser inferior a 1%.

O efeito da polaridade é maior para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ devido à maior energia média das partículas beta dessa fonte. O efeito da polaridade diminuiu com o aumento da profundidade da câmara de extrapolação. A norma IEC (2011) recomenda o valor de 1 % para o efeito da polaridade, mas de acordo com Antonio (2013), quando se trata de radiação beta, há uma corrente de ionização originada no momento em que as partículas betas interagem com o material da janela de entrada da câmara de extrapolação. Este comportamento também foi observado nos trabalhos de Böhm (1986), NIST (2010) e Antonio (2013), onde o efeito da polaridade foi maior de 1%.

4.1.2 Estabilidade da resposta

Para se verificar a estabilidade da resposta da câmara de extrapolação foram realizados testes de repetitividade e reprodutibilidade. Para a realização destes testes, a câmara de extrapolação foi posicionada a 11 cm da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$. A profundidade da câmara de extrapolação estabelecida foi de 2,5 mm e a tensão aplicada foi de ± 25 V para se manter um campo elétrico de 10 V/mm. Para o teste de repetitividade os tempos de coleta de carga elétrica foram de 10 s em 10 medições. Para o teste de reprodutibilidade foram repetidas as medições com os mesmos parâmetros durante 13 meses. As medições foram corrigidas pelos valores de referência de temperatura e pressão e pelo decaimento da fonte radiativa.

De acordo com a norma IEC (2011), para o teste de repetitividade, o coeficiente de variação não deve exceder a 0,3% para uma série de 10 medições e para o teste de reprodutibilidade, o coeficiente de variação deve ser de $\pm 0,5\%$ do

valor tomado como referência. A repetitividade da resposta apresentou um coeficiente de variação inferior a $\pm 0,15\%$. Todas as medições do teste de reprodutibilidade apresentaram um coeficiente de variação inferior a $\pm 0,36\%$ do valor tomado como referência. Todas as medições do teste de reprodutibilidade da resposta estão dentro dos limites estabelecidos pela norma IEC (2011).

Na Figura 4.5 são mostrados os resultados obtidos no teste de reprodutibilidade.

Figura 4.5 Teste de reprodutibilidade da resposta da câmara de extrapolação. As incertezas dos valores relativos foram menores de $\pm 0,1\%$ para ambas polaridades.

4.1.3 Determinação da profundidade nula real

A profundidade nula real da câmara de extrapolação foi obtida pelo método das duas polaridades (método gráfico) (CALDAS, 1980). A câmara foi exposta aos campos de radiação das fontes: $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ a 11 cm sem filtro homogeneizador, ^{85}Kr a 30 cm com filtro e ^{147}Pm a 20 cm com filtro. Em todos os casos a profundidade foi variada de 0,5 mm a 2,5 mm, em incrementos de 0,5 mm, e a tensão aplicada foi de 5 V a 25 V para as polaridades positiva e negativa. Foi utilizado um campo elétrico de 10 V/mm. Os tempos de coleta de carga elétrica foram de 10 s para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr em 10 medições e de 120 s em 6 medições para a fonte de ^{147}Pm .

A profundidade nula real em cada caso, foi determinada a partir da extrapolação das retas ajustadas linearmente dos gráficos da corrente de ionização em função da profundidade da câmara para ambas polaridades. O valor absoluto do ponto de encontro foi determinado matematicamente mediante as equações das retas que se cruzam. Também foi determinada a corrente I_β , que é a corrente negativa das partículas beta e raios delta muito energéticos que perdem uma parte ou sua energia total no eletrodo coletor (CALDAS, 1980). Na Tabela 4.4 são mostrados os valores obtidos, assim como os valores da corrente I_β com os respectivos coeficientes de variação (CV). No caso da fonte de ^{147}Pm , o valor do ponto de encontro das retas foi $(-0,102 \pm 0,021)$ mm, mas como a profundidade nula real é um valor absoluto, o ponto aparece com um valor positivo (CALDAS, 1986).

Tabela 4.4 Valores da profundidade nula real da câmara de extrapolação e da corrente I_β para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm .

Fonte	Profundidade nula real (mm)	Coeficiente de variação (%)	Corrente I_β (pA)	Coeficiente de variação (%)
$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	$0,094 \pm 0,001$	1,51	$-0,2498 \pm 0,0015$	0,6
^{85}Kr	$0,096 \pm 0,009$	8,93	$-0,0347 \pm 0,0020$	5,7
^{147}Pm	$0,102 \pm 0,021$	20,32	$-0,00241 \pm 0,00015$	6,2

Nas Figuras 4.6, 4.7 e 4.8 são mostrados os gráficos para o cálculo da profundidade nula real da câmara utilizando as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm . No caso da fonte de ^{147}Pm , o ponto aparece com sinal negativo no gráfico, mas como foi especificado, o valor da profundidade é positivo. Os resultados podem ser considerados similares, levando-se em conta as incertezas dos valores para cada fonte.

Figura 4.6 Profundidade nula real determinada para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$. As incertezas foram menores que $\pm 0,1\%$ e $\pm 0,5\%$ para as polaridades positiva e negativa, respectivamente.

Figura 4.7 Profundidade nula real determinada para a fonte de ^{85}Kr . As incertezas foram menores que $\pm 0,4\%$ e $\pm 1,1\%$ para as polaridades positiva e negativa, respectivamente.

Figura 4.8 Profundidade nula real determinada para a fonte de ^{147}Pm . As incertezas foram menores que $\pm 5\%$ e $\pm 5,8\%$ para as polaridades positiva e negativa, respectivamente.

4.1.4 Teste de bom funcionamento do conjunto câmara de ionização+ eletrômetro

Para garantir um correto funcionamento do conjunto câmara de ionização-eletrômetro, foi realizado um teste de comprovação dos valores da corrente de ionização aplicando a mesma tensão de polarização e à mesma profundidade. Foi usada a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ a uma distância fonte-detector de 11 cm sem filtro. A profundidade da câmara de extrapolação estabelecida foi de 2,5 mm e a tensão aplicada foi de ± 25 V. Foram realizadas 6 séries de 10 medições para cada polaridade. O tempo de coleta das cargas elétricas foi de 10 s. As correntes de ionização foram determinadas para esses intervalos de tempo. O valor médio da corrente foi determinado para cada série de medições e os valores foram normalizados em relação aos valores médios de todas as medições. Os resultados são mostrados na Figura 4.9. O coeficiente de variação foi menor que 0,32 % para as duas polaridades. Portanto, foi comprovado o correto funcionamento do conjunto câmara de ionização+eletrômetro.

Figura 4.9 Teste de bom funcionamento do conjunto câmara de ionização+eletrômetro (M: Número da série das medições). As incertezas foram menores que $\pm 0,1$ % para todas as medições.

4.1.5 Linearidade da resposta

A linearidade da resposta da câmara foi analisada em relação às cargas elétricas coletadas em função do tempo de integração e em relação às cargas em função da dose absorvida a que foi submetida a câmara. Para o estudo em função do tempo de integração foram usadas as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr com uma profundidade da câmara de 2,5 mm e uma tensão de + 25 V. Para o estudo em função da dose, foram usadas as três fontes, com as mesmas condições de profundidade e tensão para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr . No caso da fonte de ^{147}Pm , a profundidade foi de 1,0 mm e a tensão foi de +10 V. As doses foram de 1 mGy a 8 mGy, de 1mGy a 2,5 mGy e de 0,090 mGy a 0,486 mGy para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente.

Os resultados do estudo da linearidade da resposta em função do tempo de integração são apresentados na Figura 4.10. Os coeficientes de variação foram inferiores a 0,19 % e 0,89 % para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr respectivamente. Os coeficientes de correlação do ajuste linear R^2 foram de 0,99994 e 0,95977 para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr respectivamente. Portanto, pode-se considerar que a câmara apresenta uma resposta linear em relação ao tempo de integração para essas fontes.

Figura 4.10 Linearidade da resposta da câmara de extrapolação em função do tempo de integração para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr . As incertezas foram menores que $\pm 0,04\%$ e $\pm 0,2\%$ para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr , respectivamente.

Os resultados do estudo da linearidade da resposta em função da dose absorvida são apresentados na Figura 4.11. Os coeficientes de variação foram inferiores a 2,53 %, 4,03 % e 11,21 % para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm respectivamente. Os coeficientes de correlação do ajuste linear R^2 foram de 1,0000, 0,9852 e 0,9998 para as fontes já mencionadas. A câmara apresenta também uma resposta linear em relação à dose absorvida para essas fontes.

Figura 4.11 Linearidade da resposta da câmara de extrapolação em função da dose absorvida para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm . As incertezas foram menores que $\pm 0,2\%$, $\pm 0,4\%$ e $\pm 1,2\%$ para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente.

4.1.6 Variação da resposta em função da distância fonte-detector

A câmara de extrapolação foi exposta à fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ para verificar sua resposta em função da distância fonte-detector. Neste teste a tensão aplicada e a profundidade da câmara foram mantidas constantes com valores de $\pm 25\text{ V}$ e $2,5\text{ mm}$ respectivamente. O tempo de coleta das cargas elétricas foi de 10 s . A distância foi variada de 11 cm a 50 cm , que o sistema BSS2 permite (BSS2, 2005).

Na Tabela 4.5 são mostrados os valores das correntes de ionização determinadas a partir dos valores das correntes das polaridades negativa e positiva. A corrente de ionização foi calculada a partir da Equação 2.7. A corrente I_β foi calculada mediante a Equação 2.8. Observa-se que a resposta da câmara de extrapolação segue a lei do inverso ao quadrado da distância. Os valores das duas correntes decrescem com a distância. De acordo com Caldas (1980), a corrente

medida não representa a ionização produzida na cavidade (volume sensível) da câmara de extrapolação. A corrente I_β , que é uma das correntes que poderiam se superpor à corrente de ionização criada a partir da energia perdida pela radiação, apresenta um valor menor que 5,2 % da corrente de ionização. Portanto, essa corrente não representa a parte principal da corrente de ionização total.

Tabela 4.5 Valores das correntes de ionização em função da variação da distância fonte-detector.

Distância fonte-detector (cm)	Corrente de ionização (pA)	Corrente I_β (pA)
11	$4,9675 \pm 0,0020$	$-0,2597 \pm 0,0020$
20	$1,5698 \pm 0,0022$	$-0,0728 \pm 0,0022$
30	$0,7043 \pm 0,0016$	$-0,0238 \pm 0,0016$
50	$0,2536 \pm 0,0015$	$-0,0047 \pm 0,0015$

4.1.7 Tempo de estabilização

Para a realização do teste de tempo de estabilização, a câmara foi exposta à fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ a uma distância de 11 cm, numa profundidade de 2,5 cm e com a tensão de ± 25 V. A tensão foi aplicada à câmara após intervalos de tempo de 15 min, 1 h e 2 h de acordo com as recomendações da IEC (2011). Esta norma estabelece que as correntes, medidas a 15 min e a 2 h após a aplicação da tensão, não deve diferir em mais de $\pm 0,5$ % em relação ao valor obtido após 1 h. O teste foi realizado para ambas polaridades e os valores das correntes foram normalizados para o valor da corrente medida em 1 h. Na Tabela 4.6 são mostrados os resultados obtidos para o teste do tempo de estabilização.

Os resultados obtidos para ambas polaridades satisfazem à recomendação da IEC (2011).

Tabela 4.6 Teste do tempo de estabilização.

Tempo (min)	Corrente de ionização normalizada para 120 min	
	Polaridade positiva	Polaridade negativa
15	$0,9989 \pm 0,0007$	$0,9988 \pm 0,0012$
60	$1,0000 \pm 0,0007$	$1,0000 \pm 0,0015$
120	$0,9993 \pm 0,0012$	$0,9985 \pm 0,0012$

4.1.8 Determinação dos fatores de transmissão no tecido

Foram determinados os fatores de transmissão no tecido para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm . Para este teste, a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ foi posicionada a 11 cm de distância fonte-detector, a tensão de polarização foi mantida a $\pm 25\text{V}$ e a profundidade da câmara foi de 2,5 mm. Para a fonte de ^{85}Kr , a distância fonte-detector foi de 30 cm, a tensão foi de $\pm 25\text{V}$ e a profundidade foi de 2,5 mm. No caso da fonte de ^{147}Pm , a distância fonte-detector foi de 20 cm, a tensão foi de $\pm 10\text{V}$ e a profundidade foi de 1 mm. A janela de entrada da câmara foi coberta com 8 placas absorvedoras de *Hostaphan*, identificadas como RN 8, RN 25, RN 36, RN 50, RN 75, RN 100, RN 250, RN 300 RN, onde o número corresponde à espessura em μm da placa, para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr . Além disso, para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, a janela foi coberta 2 vezes com placas absorvedoras de *PMMA*; uma vez com uma placa de 1 mm e depois, com 2 placas juntas para conseguir a espessura de 2 mm. No caso da fonte de ^{147}Pm , foram usadas as placas RN 8 e RN 25, devido ao curto alcance desta fonte de baixa energia e foram usadas 2 placas cobertas de *Mylar* aluminizado de 0,022 mm e 0,010 mm, respectivamente. A corrente de ionização foi medida com as placas absorvedoras e uma vez em cada caso sem a presença da placa para todas as fontes.

A densidade superficial no tecido foi determinada para as placas absorvedoras de *Hostaphan*, *Mylar* aluminizado e *PMMA*.

A corrente de ionização variou no intervalo de $(4,961 \pm 0,003)\text{ pA}$ a $(3,8438 \pm 0,0022)\text{ pA}$, com um coeficiente de variação inferior a 0,07% para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$. Para a fonte de ^{85}Kr , a corrente variou no intervalo de $(1,0950 \pm 0,0012)\text{ pA}$ a $(0,5488 \pm 0,0007)\text{ pA}$, com um coeficiente de variação

inferior a 0,4%. Para a fonte de ^{147}Pm , a corrente variou no intervalo de $(0,01128 \pm 0,00024)$ pA a $(0,00585 \pm 0,00024)$ pA, com um coeficiente de variação inferior a 8,1%.

A corrente $I(0)$ foi obtida mediante o ajuste da curva da corrente de ionização versus a densidade superficial no tecido. As curvas correspondentes às fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr foram ajustadas a um polinômio de terceira ordem e a curva correspondente à fonte de ^{147}Pm foi ajustada a uma exponencial (Equação tipo $y = A1 \cdot \exp(-x/t1)$). As correntes $I(0)$ foram: $(4,9772 \pm 0,0011)$ pA, $(1,0999 \pm 0,0011)$ pA e $(0,015 \pm 0,005)$ pA para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm respectivamente. Nas Figuras 4.12, 4.13 e 4.14 são mostradas as curvas para a determinação das correntes $I(0)$ para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm respectivamente.

A partir do valor da corrente $I(0)$, foi possível determinar os fatores de transmissão T' , o coeficiente K_d e os fatores de transmissão finais T para cada fonte que são mostrados nas Tabelas 4.7, 4.8 e 4.9.

A partir dos valores determinados para os fatores de transmissão foram obtidas as curvas para determinar os fatores de transmissão para as densidades superficiais equivalentes ao tecido apresentadas nos certificados de calibração das fontes. As curvas foram ajustadas seguindo o mesmo critério que para os gráficos das Figuras 4.12, 4.13 e 4.14. Nas Figuras 4.15, 4.16 e 4.17 são mostradas as curvas normalizadas dos fatores de transmissão para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm respectivamente.

Figura 4.12 Determinação da corrente $I(0)$ para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Sr}$. As incertezas foram menores que $\pm 0,07 \%$.

Figura 4.13 Determinação da corrente $I(0)$ para a fonte de ^{85}Kr . As incertezas foram menores que $\pm 0,4 \%$.

Figura 4.14 Determinação da corrente $I(0)$ para a fonte de ^{147}Pm . As incertezas foram menores que $\pm 8 \%$.

Tabela 4.7 Fatores de transmissão para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$.

Fator de transmissão				
1	2	3	4	5
0	0,67	$0,9949 \pm 0,0007$	$1,0000 \pm 0,0200$	$0,995 \pm 0,020$
Material Hostaphan				
RN 8	1,70	$1,0012 \pm 0,0004$	$0,9999 \pm 0,0200$	$1,001 \pm 0,020$
RN 25	2,61	$1,0213 \pm 0,0004$	$0,9997 \pm 0,0200$	$1,021 \pm 0,020$
RN 36	5,33	$1,0343 \pm 0,0007$	$0,9993 \pm 0,0200$	$1,034 \pm 0,021$
RN 50	7,15	$1,0506 \pm 0,0007$	$0,9991 \pm 0,0200$	$1,050 \pm 0,021$
RN 75	10,39	$1,0622 \pm 0,0005$	$0,9986 \pm 0,0200$	$1,061 \pm 0,021$
RN 100	13,63	$1,0880 \pm 0,0005$	$0,9982 \pm 0,0200$	$1,086 \pm 0,022$
RN 250	33,07	$1,1487 \pm 0,0006$	$0,9955 \pm 0,0200$	$1,144 \pm 0,023$
RN 300	39,56	$1,1569 \pm 0,0005$	$0,9946 \pm 0,0200$	$1,151 \pm 0,023$
Material PMMA				
1 mm	135,31	$1,0855 \pm 0,0008$	$0,9819 \pm 0,0200$	$1,066 \pm 0,022$
2 mm	269,92	$0,7708 \pm 0,0005$	$0,9640 \pm 0,0201$	$0,743 \pm 0,015$

- 1- Placa absorvedora
- 2- Densidade superficial do tecido (mg/cm^2)
- 3- Fator de transmissão T'
- 4- Fator de correção para a distância K_d
- 5- Fator de transmissão T

Tabela 4.8 Fatores de transmissão para a fonte de ^{85}Kr .

Fator de transmissão				
1	2	3	4	5
0	0,67	$0,9956 \pm 0,0011$	$1,0000 \pm 0,0200$	$0,996 \pm 0,020$
Material Hostaphan				
RN 8	1,70	$0,9936 \pm 0,0013$	$0,9999 \pm 0,0200$	$0,994 \pm 0,020$
RN 25	2,61	$0,983 \pm 0,004$	$0,9999 \pm 0,0200$	$0,983 \pm 0,020$
RN 36	5,33	$0,9632 \pm 0,0011$	$0,9998 \pm 0,0200$	$0,963 \pm 0,019$
RN 50	7,15	$0,951 \pm 0,004$	$0,9997 \pm 0,0200$	$0,950 \pm 0,019$
RN 75	10,39	$0,9114 \pm 0,0009$	$0,9995 \pm 0,0200$	$0,911 \pm 0,018$
RN 100	13,63	$0,8561 \pm 0,0014$	$0,9993 \pm 0,0200$	$0,856 \pm 0,017$
RN 250	33,07	$0,5701 \pm 0,0012$	$0,9983 \pm 0,0200$	$0,569 \pm 0,011$
RN 300	39,56	$0,4990 \pm 0,0007$	$0,9980 \pm 0,0200$	$0,498 \pm 0,010$

- 1- Placa absorvedora
- 2- Densidade superficial do tecido (mg/cm^2)
- 3- Fator de transmissão T'
- 4- Fator de correção para a distância K_d
- 5- Fator de transmissão T

Tabela 4.9 Fatores de transmissão para a fonte de ^{147}Pm .

Fator de transmissão				
1	2	3	4	5
0	0,67	$0,73 \pm 0,25$	$1,0000 \pm 0,0200$	$0,73 \pm 0,25$
Mylar 1	1,35	$0,66 \pm 0,23$	$0,9999 \pm 0,0200$	$0,66 \pm 0,23$
RN 8	1,70	$0,60 \pm 0,21$	$0,9999 \pm 0,0200$	$0,60 \pm 0,21$
Mylar 2	2,28	$0,52 \pm 0,18$	$0,9998 \pm 0,0200$	$0,52 \pm 0,18$
RN 25	2,61	$0,38 \pm 0,13$	$0,9995 \pm 0,0200$	$0,38 \pm 0,13$

- 1- Placa absorvedora
- 2- Densidade superficial do tecido (mg/cm^2)
- 3- Fator de transmissão T'
- 4- Fator de correção para a distância K_d
- 5- Fator de transmissão T
- Mylar 1- Mylar aluminizado de 0,010 mm
- Mylar 2- Mylar aluminizado de 0,022 mm

Figura 4.15 Curva normalizada dos fatores de transmissão, correspondente à fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ (Ajuste polinomial de terceira ordem). As incertezas são mostradas na Tabela 4.10.

Figura 4.16 Curva normalizada dos fatores de transmissão, correspondente à fonte de ^{85}Kr (Ajuste polinomial de terceira ordem). As incertezas são mostradas na Tabela 4.10.

Figura 4.17 Curva normalizada dos fatores de transmissão, correspondente à fonte de ^{147}Pm (Ajuste exponencial, Equação tipo $y = A_1 \cdot \exp(-x/t_1)$). As incertezas são mostradas na Tabela 4.10.

Na Tabela 4.10 são apresentados os fatores de transmissão normalizados para o tecido ($0,07 \text{ mg/cm}^2$) determinados neste trabalho levando em conta as densidades superficiais do tecido correspondentes às espessuras citadas nos certificados de calibração das fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm respectivamente. Para a obtenção desses valores foram determinadas as densidades superficiais a partir das equações dos polinômios obtidos nas Figuras 4.15 e 4.16 e a partir da equação exponencial da Figura 4.17 com o ajuste das curvas. Os fatores foram normalizados para a espessura de $0,07 \text{ mm}$ de tecido. As incertezas foram determinadas e o coeficiente de abrangência foi $k = 2$.

Tabela 4.10 Fatores de transmissão normalizados para o tecido (0,07 mg/cm²) para as fontes de ⁹⁰Sr/⁹⁰Y, ⁸⁵Kr e ¹⁴⁷Pm.

Fator de transmissão				
1	2	3	4	5
⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y				
0	0	0,961 ± 0,011	0,93 ± 0,01	3,3
0,02	2	0,973 ± 0,012	0,96 ± 0,01	1,3
0,04	4	0,984 ± 0,014	0,98 ± 0,01	0,4
0,05	5	0,990 ± 0,015	0,99 ± 0,01	0
0,07	7	1,000 ± 0,017	1,00	0
0,10	10	1,015 ± 0,021	1,02 ± 0,01	0,5
0,20	20	1,06 ± 0,04	1,07 ± 0,01	0,9
0,50	50	1,13 ± 0,10	1,11 ± 0,01	1,8
1,00	100	1,11 ± 0,26	1,08 ± 0,01	2,8
⁸⁵ Kr				
0	0	1,06 ± 0,06	1,05 ± 0,01	0,9
0,02	2	1,05 ± 0,06	1,04 ± 0,01	0,9
0,04	4	1,03 ± 0,06	1,03 ± 0,01	0
0,05	5	1,02 ± 0,06	1,02 ± 0,01	0
0,07	7	1,00 ± 0,06	1,00	0
0,10	10	0,96 ± 0,06	0,96 ± 0,01	0
0,20	20	0,81 ± 0,06	0,78 ± 0,01	3,8
¹⁴⁷ Pm				
0	0	4,9 ± 4,4	4,84 ± 0,05	1,6
0,02	2	3,1 ± 2,9	3,12 ± 0,03	0
0,04	4	1,98 ± 1,98	2,00 ± 0,02	1
0,05	5	1,6 ± 1,7	1,59 ± 0,02	0,6
0,07	7	1,00 ± 1,21	1,00	0
0,10	10	0,5 ± 0,7	0,48 ± 0,02	5,9

- 1- Espessura de tecido (mm)
- 2- Densidade superficial do tecido (mg/cm²)
- 3- Fator de transmissão experimental
- 4- Fator do certificado de calibração
- 5- Diferença (%)

As incertezas das medições obtidas para um padrão primário beta dependem do tipo e da atividade da fonte, e da distância fonte-detector (BÖHM, 1986). No caso da fonte de ^{147}Pm , as incertezas dos fatores de transmissão finais foram relativamente altas devido à atividade muito baixa da fonte. A atividade inicial da fonte era de 3,7 GBq (PTB, 2005b). Durante as medições, a fonte estava com uma atividade de somente 0,14 GBq.

No caso da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, pode-se observar que no início a curva é crescente devido ao efeito de *build-up* que é causado pelos elétrons secundários espalhados pelas placas absorvedoras. Após a curva atingir um máximo, ela tem uma tendência a diminuir devido à atenuação da radiação. Nos casos das fontes de ^{85}Kr e ^{147}Pm , as curvas apresentam um comportamento exponencial decrescente, sendo a queda da curva da fonte de ^{147}Pm muito mais rápida que para as outras fontes.

Reynaldo (2015) apresentou resultados de diferenças para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ de 3% para profundidade até 0,20 mm, e para profundidades maiores chegou a 10%. Para a fonte de ^{85}Kr , a diferença foi no máximo de 2,6% para profundidade maiores que 0,05 mm e, para profundidades menores, a diferença foi de 5,4%. Para a fonte de ^{147}Pm a diferença foi entre 11 e 34%.

4.1.9 Determinação da taxa de dose absorvida

As taxas de dose absorvida foram determinadas para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm às distâncias fonte-detector de 11 cm, 30 cm e 20 cm respectivamente, de acordo com as especificações dos certificados de calibração das fontes (PTB, 2005 a; PTB, 2005 b; PTB, 2005 c). Neste teste, a profundidade e a tensão aplicada à câmara foram variadas de 0,5 mm a 2,5 mm e de ± 5 V a ± 25 V, respectivamente. Este intervalo de profundidade foi adotado, porque Böhm (1986) demonstrou que a maiores profundidades ocorrem desvios significativos na determinação dos valores dos fatores de correção. Além disso, outras experiências anteriores demonstraram que o intervalo de profundidade da câmara entre 0,5 mm a 2,5 mm, é suficiente para se avaliar todas as curvas extrapolação (CALDAS, 1980). Foram feitas 10 medições de carga para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr com intervalos de tempo de coleta de 10 s, e foram feitas 6 medições de carga para a fonte de ^{147}Pm com intervalos de tempo de coleta de 120 s.

As taxas de dose absorvida no ar e no tecido foram determinadas utilizando-se as Equações 2.13 e 2.14, respectivamente.

Os valores das grandezas utilizadas para se determinar a taxa de dose absorvida no tecido foram os seguintes: $\bar{W}_o/e = (33,83 \pm 0,07) J/C$ e $\rho_{a0} = (1,1974 \pm 0,0005) \text{ kg/m}^3$. As relações dos poderes de freiamento mássicos médios no tecido e no ar são 1,110, 1,121 e 1,124 para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente. Os valores e as incertezas apresentados estão de acordo com (BÖHM, 1986; ISO, 2004; ABTN, 2017). A determinação da área efetiva do eletrodo coletor foi realizada por Antonio (2013) mediante um método mecânico utilizando um paquímetro. A área do eletrodo coletor da câmara de extrapolação obtida foi de $(735,41 \pm 0,24) \text{ mm}^2$.

Os fatores de correção para se determinar a taxa de dose absorvida no tecido e as incertezas foram calculados de acordo com as especificações que aparecem na literatura (BÖHM, 1986; ISO, 2004; ABTN, 2017).

Na Tabela 4.11 são apresentados os fatores de correção que não variam com a profundidade da câmara ou durante a medição para cada fonte

Tabela 4.11 Fatores de correção que não variam com a profundidade da câmara ou durante a medição.

Fator de correção	Fonte		
	$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	^{85}Kr	^{147}Pm
k_{ba}	$1,010 \pm 0,003$	$1,010 \pm 0,003$	$1,010 \pm 0,003$
k_{br}	$1,000 \pm 0,002$	$1,000 \pm 0,002$	$0,990 \pm 0,002$
k_{hu}	$1,000 \pm 0,001$	$1,000 \pm 0,001$	$1,000 \pm 0,001$
k_{in}	$1,000 \pm 0,001$	$1,000 \pm 0,001$	$1,000 \pm 0,001$
k_{ra}	$1,000 \pm 0,002$	$1,000 \pm 0,002$	$1,000 \pm 0,005$
k_{el}	$1,000 \pm 0,001$	$1,000 \pm 0,001$	$1,000 \pm 0,001$
k_{wi}	$0,9970 \pm 0,0020$		

O fator k_{wi} foi considerado somente para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, porque a radiação beta de alta energia é espalhada pela janela de entrada da câmara e produz o equilíbrio eletrônico da taxa de dose absorvida (BÖHM, 1986). Uma fração

relativamente elevada de partículas beta de baixa energia emitidas pela fonte de ^{147}Pm é absorvida pela janela de entrada. O coeficiente para essa fonte não foi considerado.

O fator de correção k_{de} , que leva em conta o decaimento radiativo da fonte, foi calculado pela Equação 3.7. Na Tabela 4.12 são mostrados os valores de k_{de} para as 3 fontes.

Tabela 4.12 Fatores de correção k_{de} para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm .

Fator de correção	Fonte		
	$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	^{85}Kr	^{147}Pm
k_{de}	$1,351 \pm 0,003$	$2,164 \pm 0,015$	$24,04 \pm 0,17$

O fator de correção k_{abs} , referente às variações na atenuação das partículas beta entre a fonte e o volume sensível, foi calculado pela Equação 3.1. Na Tabela 4.13 são mostrados os valores de k_{abs} para as 3 fontes. Para a apresentação desse fator, foi utilizado mais um algarismo significativo no valor e na incerteza para diferenciar os valores das fontes.

Tabela 4.13 Fatores de correção k_{abs} para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm .

Fator de correção	Fonte		
	$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	^{85}Kr	^{147}Pm
k_{abs}	$1,000 \pm 0,008$	$1,0003 \pm 0,0080$	$1,0002 \pm 0,0080$

O fator de correção k_{ad} , que leva em conta as variações da densidade do ar no volume sensível, foi calculado pela Equação 3.5. Na Tabela 4.14 são mostrados os valores de k_{ad} , obtidos para cada profundidade da câmara.

Tabela 4.14 Fatores de correção k_{ad} para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm para cada profundidade da câmara.

Profundidade (mm)	Fonte		
	$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	^{85}Kr	^{147}Pm
0,5	$1,082 \pm 0,006$	$1,089 \pm 0,007$	$1,078 \pm 0,006$
1	$1,081 \pm 0,006$	$1,079 \pm 0,006$	$1,076 \pm 0,006$
1,5	$1,081 \pm 0,006$	$1,079 \pm 0,006$	$1,077 \pm 0,006$
2	$1,083 \pm 0,006$	$1,079 \pm 0,006$	$1,077 \pm 0,006$
2,5	$1,087 \pm 0,006$	$1,078 \pm 0,006$	$1,076 \pm 0,006$

O fator de correção k_{di} , que considera a falta de uniformidade axial do campo de radiação beta, foi calculado pela Equação 3.8. Na Tabela 4.15 são mostrados os valores de k_{di} , obtidos para cada profundidade da câmara.

Tabela 4.15 Fatores de correção k_{di} para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm para cada profundidade da câmara.

Profundidade (mm)	Fonte		
	$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	^{85}Kr	^{147}Pm
0,5	$1,0045 \pm 0,0010$	$1,0017 \pm 0,0010$	$1,0025 \pm 0,0010$
1	$1,0091 \pm 0,0010$	$1,0033 \pm 0,0010$	$1,0050 \pm 0,0010$
1,5	$1,0136 \pm 0,0010$	$1,0050 \pm 0,0010$	$1,0075 \pm 0,0010$
2	$1,0182 \pm 0,0010$	$1,0067 \pm 0,0010$	$1,0100 \pm 0,0010$
2,5	$1,0227 \pm 0,0010$	$1,0083 \pm 0,0010$	$1,0125 \pm 0,0010$

O fator de correção k_{pe} , que leva em conta a perturbação da densidade do fluxo das partículas beta pelas paredes da câmara, foi calculado pela Equação 3.9. Na Tabela 4.16 são mostrados os valores de k_{pe} , obtidos para cada profundidade da câmara.

Tabela 4.16 Fatores de correção k_{pe} para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm para cada profundidade da câmara.

Profundidade (mm)	Fonte		
	$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	^{85}Kr	^{147}Pm
0,5	$0,9976 \pm 0,0020$	$0,9987 \pm 0,0010$	$1,0010 \pm 0,0020$
1	$0,9952 \pm 0,0020$	$0,9981 \pm 0,0010$	$1,0020 \pm 0,0020$
1,5	$0,9928 \pm 0,0020$	$0,9983 \pm 0,0010$	$1,0029 \pm 0,0020$
2	$0,9904 \pm 0,0020$	$0,9993 \pm 0,0010$	$1,0039 \pm 0,0020$
2,5	$0,9880 \pm 0,0020$	$1,0010 \pm 0,0010$	$1,0049 \pm 0,0020$

O fator de correção k_{sat} , que leva em conta as perdas de ionização devido à recombinação iônica, foi calculado pela Equação 3.10. Na Tabela 4.17 são mostrados os valores de k_{sat} , obtidos para cada profundidade da câmara para as 3 fontes.

Tabela 4.17 Fatores de correção k_{sat} para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm para cada profundidade da câmara.

Profundidade (mm)	Fator k_{sat} para as 3 fontes
0,5	$1,0106 \pm 0,0020$
1	$1,0055 \pm 0,0020$
1,5	$1,0038 \pm 0,0020$
2	$1,0030 \pm 0,0020$
2,5	$1,0024 \pm 0,0020$

O fator k_{ac} , que leva em conta a atenuação de partículas beta no volume sensível, foi de $(1,033 \pm 0,010)$ e é considerado somente para a fonte de ^{147}Pm , porque a atenuação da radiação beta no ar no volume coletor precisa ser considerada para a radiação beta de baixa energia.

Os fatores de correção e as incertezas determinados para todas as fontes estão em concordância com os coeficientes do sistema padrão primário da PTB, Alemanha (BÖHM, 1986).

Foi necessário determinar as curvas de extrapolação para cada uma das fontes realizando-se medições da corrente de ionização para cada uma das profundidades da câmara. As correntes medidas foram corrigidas para as condições ambientais de referência para a temperatura e a pressão. As profundidades da câmara foram corrigidas levando-se em conta a profundidade nula real da câmara. Na Figura 4.18 são mostradas as curvas de extrapolação obtidas para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm . Os coeficientes de correlação R^2 das curvas ajustadas linearmente foram: 0,99922, 0,99999 e 0,99167, respectivamente.

Figura 4.18 Curvas de extrapolação da câmara de extrapolação Böhm para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm . As incertezas foram menores que $\pm 1,09\%$, $\pm 1,3\%$ e $\pm 3,3\%$ para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente.

A partir do ajuste das curvas de extrapolação para cada fonte, foi possível determinar o coeficiente angular de cada curva: $(2,932 \pm 0,025)$ pA/m, $(1,071 \pm 0,011)$ pA/m e $(0,299 \pm 0,005)$ pA/m, para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente.

Utilizando-se as Equações 2.13 e 2.14, foram determinadas as taxas de dose absorvida no ar e no tecido à profundidade nula (na superfície da janela da câmara) para as 3 fontes. Na Tabela 4.18 são mostrados os valores determinados e as incertezas das taxas de dose absorvida no ar para cada fonte e os valores dos certificados de calibração para a distância de calibração indicada (PTB, 2005a; PTB, 2005b e PTB, 2005c).

Tabela 4.18 Taxas de dose absorvida no ar à profundidade nula, determinadas experimentalmente, para cada fonte e valores dos certificados de calibração.

Fonte	Distância de calibração (cm)	Taxa de dose absorvida no ar (experimental), à profundidade nula ($\mu\text{Gy/s}$)	Taxa de dose absorvida no ar do certificado, à profundidade nula ($\mu\text{Gy/s}$)	Diferença entre a taxa do certificado e a taxa experimental (%)
$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	11	$113,4 \pm 2,2$	$111,1 \pm 1,9$	2,07
^{85}Kr	30	$41,65 \pm 1,06$	$41,7 \pm 0,7$	0,12
^{147}Pm	20	$11,5 \pm 0,5$	$11,37 \pm 0,29$	1,14

Na Tabela 4.19 são mostrados os valores determinados e as incertezas das taxas de dose absorvida no tecido, à profundidade nula para cada fonte, e os valores dos certificados de calibração para as distâncias de calibração (PTB, 2005a; PTB, 2005b e PTB, 2005c) à profundidade indicada.

Tabela 4.19 Taxas de dose absorvida no tecido à profundidade nula, determinadas para cada fonte e valores dos certificados de calibração.

Fonte	Distância de calibração (cm)	Taxa de dose absorvida no tecido (experimental), à profundidade nula ($\mu\text{Gy/s}$)	Taxa de dose absorvida no tecido do certificado, à profundidade nula ($\mu\text{Gy/s}$)	Diferença entre a taxa do certificado e a taxa experimental (%)
$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	11	$125,9 \pm 2,9$	$123,32 \pm 2,06$	2,09
^{85}Kr	30	$46,69 \pm 1,20$	$46,7 \pm 0,8$	0,00021
^{147}Pm	20	$12,9 \pm 0,5$	$12,8 \pm 0,3$	0,8

De acordo com Böhm (1986), a taxa de dose absorvida no tecido à profundidade de 0,07 mm foi determinada mediante a Equação 4.15.

Na Tabela 4.20 são mostrados os valores determinados e as incertezas das taxas de dose absorvida no ar, à profundidade de 0,07 mm, para cada fonte, e os valores dos certificados de calibração para as distâncias de calibração (PTB, 2005a; PTB, 2005b e PTB, 2005c) à profundidade indicada.

Tabela 4.20 Taxas de dose absorvida no ar à profundidade de 0,07 mm para cada fonte e valores dos certificados de calibração.

Fonte	Distância de calibração (cm)	Taxa de dose absorvida no ar experimental, à profundidade de 0,07mm (μGy/s)	Taxa de dose absorvida no ar do certificado, à profundidade de 0,07mm (μGy/s)	Diferença entre a taxa do certificado e a taxa experimental (%)
⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y	11	118,30 ± 2,13	119,5 ± 1,5	1,00
⁸⁵ Kr	30	39,5 ± 1,4	39,7 ± 0,5	0,5
¹⁴⁷ Pm	20	2,41 ± 3,22	2,35 ± 0,05	2,5

A Tabela 4.20 mostra uma diferença máxima obtida de 2,5 % na determinação da taxa de dose absorvida para a fonte de ¹⁴⁷Pm.

Na Tabela 4.21 são mostrados os valores determinados e as incertezas das taxas de dose absorvida no tecido à profundidade 0,07 mm para cada fonte e são mostrados os valores dos certificados de calibração para a distância de calibração (PTB, 2005a; PTB, 2005b e PTB, 2005c) na profundidade indicada.

Tabela 4.21 Taxas de dose absorvida no tecido à profundidade de 0,07 mm para cada fonte e valores dos certificados de calibração.

Fonte	Distância de calibração (cm)	Taxa de dose absorvida no tecido experimental, à profundidade de 0,07mm (μGy/s)	Taxa de dose absorvida no tecido do certificado, à profundidade de 0,07mm (μGy/s)	Diferença entre a taxa do certificado e a taxa experimental (%)
⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y	11	131,3 ± 4,3	132,6 ± 1,7	0,98
⁸⁵ Kr	30	44,2 ± 2,8	44,5 ± 0,6	0,67
¹⁴⁷ Pm	20	2,7 ± 3,6	2,64 ± 0,06	2,27

Antonio (2013), do LCI/IPEN, apresentou resultados de 5,14% e 5,17% de diferenças entre as taxas de dose absorvida experimentais no ar e no tecido à profundidade nula e as taxas de dose absorvida no certificado de calibração para a mesma fonte de ⁹⁰Sr/⁹⁰Y do sistema BSS2, à mesma distância de calibração. Além disso, a mesma autora apresentou resultados de 5,45% de diferenças para as mesmas grandezas à profundidade de 0,07 mm.

Benavente (2011), do CDTN/BH, apresentou resultados de 33,8% e 7,1% de diferenças entre as taxas de dose absorvida experimentais no tecido à profundidade de 0,07 mm e as taxas de dose absorvida no certificado de calibração para as fontes de ⁸⁵Kr e ¹⁴⁷Pm, respectivamente. Em outro trabalho do CDTN/BH, Reynaldo (2015) apresentou resultados de diferenças das taxas absorvidas no ar e do certificado de 0,97 %, 0,20 % e 78,16 % para as fontes de ⁹⁰Sr/⁹⁰Y, ⁸⁵Kr e ¹⁴⁷Pm respectivamente.

Bakshi et al. (2013) apresentaram resultados de 1,22%, 0,10% e 1,27% de diferenças para as fontes de ⁹⁰Sr/⁹⁰Y, ⁸⁵Kr e ¹⁴⁷Pm do sistema BSS2 do *RP & AD of BARC*, na Índia.

As incertezas relativas das taxas de dose absorvida determinadas para as fontes de ⁹⁰Sr/⁹⁰Y, ⁸⁵Kr e ¹⁴⁷Pm foram obtidas levando-se em conta as medições realizadas com a câmara de extrapolação e o eletrômetro, os valores de $s_{t,a}$,

$\overline{W}_0/e$, a , os coeficientes angulares de cada curva de extrapolação e os fatores de correção. Foram consideradas as incertezas de tipo A e tipo B, e foi considerado um fator de abrangência $k = 2$. Os cálculos das derivadas parciais para se determinar os coeficientes de sensibilidade para a propagação das incertezas foram verificados por meio de um programa da internet (SYMBOLAB, 2017).

Os resultados obtidos são considerados aceitáveis, avaliando-se que eles estão dentro das incertezas e levando-se em conta as comparações realizadas com trabalhos anteriores.

4.2 Modelo de Monte Carlo da câmara de extrapolação e das fontes do sistema BSS2

O transporte de radiação nas simulações foi calculado de acordo com as histórias individuais de elétrons e fótons que atravessaram todos os materiais da câmara de extrapolação e das fontes de radiação. Um tratamento do transporte dos elétrons, incluindo todas as interações na criação de elétrons e fótons foi considerado. O número de histórias iniciais (nps) para todas as simulações foi de 10^{10} e, em cada caso, foram cumpridos todos os testes estatísticos do MCNP.

Na Figura 4.19 é mostrado o modelo de Monte Carlo MCNP da câmara de extrapolação e de uma das fontes do BSS2. Neste caso, trata-se da fonte de ^{147}Pm .

Para a validação do modelo de Monte Carlo MCNP, foram comparadas as taxas de dose absorvidas simuladas e determinadas pelo código, as taxas determinadas experimentalmente e as taxas de dose absorvida dadas nos certificados de calibração das fontes (Tabela 4.22).

Figura 4.19 Modelo de Monte Carlo MCNP da câmara de extrapolação e da fonte de ^{147}Pm .

Tabela 4.22 Taxas de dose absorvida do certificado de calibração das fontes e determinadas experimentalmente e mediante o código de Monte Carlo MCNP.

Taxa de dose absorvida ($\mu\text{Gy/s}$)	Fonte		
	$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	^{85}Kr	^{147}Pm
Certificado (A)	$123,32 \pm 2,06$	$46,7 \pm 0,8$	$12,8 \pm 0,3$
Experimental (B)	$125,9 \pm 2,9$	$46,69 \pm 1,20$	$12,9 \pm 0,5$
Monte Carlo (C)	$123,5 \pm 0,6$	$46,24 \pm 1,03$	$12,7 \pm 1,8$
Diferença entre			
A e C (%)	0,14	0,98	0,8
Diferença entre			
B e C (%)	1,9	0,96	1,6

A diferença entre as taxas de dose absorvida para as 3 fontes foi menor que 1,9 %. Faria et al. (2015) apresentaram resultados de 1,56%, 4,7% e 3,96% de diferenças entre as taxas de doses absorvidas dos certificados e as taxas determinadas pelo código de Monte Carlo MCNP, para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente.

Na Tabela 4.23 são mostrados os valores da fluência das partículas na cavidade da câmara de extrapolação para as 3 fontes. Como esperado, a fluência das partículas é maior para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ devido à maior energia dessa fonte.

Tabela 4.23 Fluência das partículas na cavidade da câmara de extrapolação.

Fonte	Fluência total das partículas na cavidade da câmara de extrapolação (cm^{-2})	
$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$		$3,857 \pm 0,009$
^{85}Kr		$2,306 \pm 0,028$
^{147}Pm		$1,000 \pm 0,021$

A partir dos dados obtidos pelo modelo de Monte Carlo, foi calculada a fluência relativa espectral das fontes (F). A fluência foi normalizada para o valor maior em cada caso (F_{max}). No gráfico são mostrados somente alguns valores dentro do intervalo da energia máxima dos radionucléidos (Figura 4.20). A fluência espectral relativa da Figura 4.20 está em concordância com os gráficos apresentados por Böhm (1986). A forma dos espectros concorda com os gráficos da ICRU (1997), do trabalho de Ambrosi et al. (2007), e no caso da fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, concorda com os gráficos dos trabalhos de Yoshitomi et al. (2014) e Yoshitomi e Kowatari (2016).

Na Tabela 4.24 é mostrado o número de partículas que atravessaram a superfície de cada fonte e as partículas que atravessaram a janela de entrada da câmara de extrapolação. O número de partículas está normalizado para a quantidade de histórias iniciais. O número de partículas que atravessaram a janela de entrada da câmara de extrapolação constitui 2,09%, 0,07% e 0,01% das partículas que atravessaram a superfície das fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente. Como esperado, o número de partículas foi maior para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ levando-se em conta a sua energia. Quanto menor for a energia do espectro, menor será o número de partículas que atravessam a janela de entrada da câmara de extrapolação.

Figura 4.20 Fluência relativa espectral normalizada das fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{147}Pm e ^{85}Kr (F : fluência de energia; F_{max} : fluência máxima no espectro).

Tabela 4.24 Número de partículas que atravessaram a superfície da fonte e as partículas que atravessaram a janela de entrada da câmara de extrapolação.

Fonte	Número de partículas que atravessaram a superfície da fonte	Número de partículas que atravessaram a janela de entrada
$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	$(1,1760 \pm 0,0003) \times 10^{-1}$	$(2,453 \pm 0,005) \times 10^{-3}$
^{85}Kr	$(1,6472 \pm 0,0005) \times 10^{-1}$	$(1,131 \pm 0,012) \times 10^{-4}$
^{147}Pm	$(9,5101 \pm 0,0009) \times 10^{-2}$	$(4,92 \pm 0,10) \times 10^{-6}$

4.2.1 Fator de correção de *Bremsstrahlung*

O fator de correção de *Bremsstrahlung* foi determinado mediante a Equação 3.11. Na Tabela 4.25 é mostrada uma comparação das interações na cavidade da câmara de extrapolação sem e com os absorvedores para cada fonte.

Os parâmetros da Tabela 4.25 mostram claramente uma diminuição nas interações na cavidade quando os absorvedores são colocados em frente à janela de entrada da câmara de extrapolação.

Tabela 4.25 Interações na cavidade sem (1) e com absorvedores (2) Tracks entering: número de partículas que entraram na região de interesse (célula); Population: inclui os elétrons secundários e/ou elétrons espalhados; e Substeps: trechos em que são amostradas a soma de sucessivas colisões (multi-espalhamento, que armazenam na memória do MCNP a posição, direção e energia das partículas).

Interações	Fonte					
	⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y		⁸⁵ Kr		¹⁴⁷ Pm	
	Fótons					
	1	2	1	2	1	2
Tracks entering	44817	41679	1048	863	6015	5941
Population	42604	39229	989	819	5730	5627
Substeps	20	6	3	1	1	2
Interações	Elétrons					
	1	2	1	2	1	2
Tracks entering	252117	148	12434	24	2889	0
Population	252296	148	12212	18	2850	0
Substeps	375139	1355	36981	112	90	0

Os resultados dos fatores de correção de *Bremsstrahlung* são mostrados na Tabela 4.26.

Tabela 4.26 Fatores de correção de *Bremsstrahlung* das fontes determinados pelo método Monte Carlo.

Fatores de correção de <i>Bremsstrahlung</i>		
Fontes		
⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y	⁸⁵ Kr	¹⁴⁷ Pm
0,9975 ± 0,0004	0,9944 ± 0,0017	0,99997 ± 0,00003

Os valores dos fatores de correção de *Bremsstrahlung* determinados pelo método Monte Carlo estão em concordância com os valores reportados por Böhm (1986). De acordo com essa referência, esses valores estão entre $(0,994 \pm 0,002)$ e $(0,998 \pm 0,002)$.

4.2.2 Fator de correção pelo retroespalhamento

Nas Figuras 4.21, 4.22 e 4.23 são mostradas as comparações da fluência espectral na cavidade da câmara de extrapolação sem considerar os componentes em condições livres de retroespalhamento e da câmara com todos os componentes, para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente.

Na Tabela 4.27 é mostrada uma comparação das interações na cavidade nas simulações da câmara de extrapolação sem considerar os componentes em condições livres de retroespalhamento e da câmara com todos os componentes para cada fonte.

Figura 4.21 Fluência espectral (F) da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ na cavidade da câmara de extrapolação com e sem retroespalhamento.

Figura 4.22 Fluência espectral (F) da fonte de ^{85}Kr na cavidade da câmara de extrapolação com e sem retroespalhamento.

Figura 4.23 Fluência espectral (F) da fonte de ^{147}Pm na cavidade da câmara de extrapolação com e sem retroespalhamento.

Tabela 4.27 Interações na cavidade da câmara de extrapolação no ar: (a) em condições livres de retroespalhamento e (b) com todos os componentes. Tracks entering: número de partículas que entraram na região de interesse (célula); Population: inclui os elétrons secundários e/ou elétrons espalhados; e Substeps: trechos em que são amostradas a soma de sucessivas colisões (multi-espalhamento, que armazenam na memória do MCNP a posição, direção e energia das partículas).

Interações	Fonte					
	⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y		⁸⁵ Kr		¹⁴⁷ Pm	
	Fótons					
	a	b	a	b	a	b
Tracks entering	37405	44817	869	1048	5449	6015
Population	37422	42604	872	989	5459	5730
Substeps	7	20	1	3	2	1
Interações	Elétrons					
	a	b	a	b	a	b
Tracks entering	239328	252117	11514	12434	3681	2889
Population	248439	252296	12336	12212	3669	2850
Substeps	308595	375139	31965	36981	122	90

Na Tabela 4.28 é mostrada a energia depositada pela radiação na cavidade da câmara de extrapolação sem considerar os componentes em condições livres de retroespalhamento e na câmara com todos os componentes para cada fonte.

Tabela 4.28 Energia depositada pela radiação na cavidade da câmara de extrapolação (MeV) para cada fonte: (a) sem considerar os componentes em condições livres de retroespalhamento e (b) considerando a câmara com todos os componentes.

Fonte	a	b
⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y	$(1,425 \pm 0,016) \times 10^{-6}$	$(1,670 \pm 0,017) \times 10^{-6}$
⁸⁵ Kr	$(1,26 \pm 0,04) \times 10^{-7}$	$(1,54 \pm 0,03) \times 10^{-7}$
¹⁴⁷ Pm	$(5,00 \pm 0,28) \times 10^{-8}$	$(4,21 \pm 0,26) \times 10^{-8}$

A diferença entre a energia depositada considerando todos os componentes da câmara e a energia depositada em condições livres de retroespalhamento foi de 14,7 %, 18,2 % e 18,8 % para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente.

Nas Figuras 4.21, 4.22 e 4.23 e na Tabela 4.28 é mostrado um incremento nas interações na câmara com todos os componentes para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr . Para a fonte de ^{147}Pm é mostrada uma diminuição nas interações na câmara com os componentes para os elétrons. A energia depositada é maior no caso da presença do material PMMA retroespalhador para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr . No caso da fonte de ^{147}Pm , a energia depositada é menor com a presença do PMMA (Tabela 4.28). Esses resultados estão em concordância com os resultados obtidos por Owen (1973), mediante o método de medição das correntes de ionização considerando-se as mesmas condições usadas neste trabalho.

Na Tabela 4.29 são mostrados os fatores de retroespalhamento do PMMA B_{PMMA} e os fatores de correção k_{ba} das fontes determinados pelas Equações 3.12 e 3.14, respectivamente.

Tabela 4.29 Fatores de retroespalhamento B_{PMMA} e os fatores de correção k_{ba} .

Fator	Fonte		
	$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	^{85}Kr	^{147}Pm
B_{PMMA}	$1,172 \pm 0,017$	$1,23 \pm 0,05$	$0,84 \pm 0,07$
k_{ba}	$1,016 \pm 0,022$	$1,02 \pm 0,06$	$0,98 \pm 0,12$

Os valores dos fatores e as incertezas apresentados na Tabela 4.29 estão em concordância com os fatores reportados pelas normas ISO 6980-2 (ISO, 2004) e ABTN (2017) para as 3 fontes.

4.2.3 Determinação do fator de dependência angular

Nas Figuras 4.24 e 4.25 são mostradas as curvas de dependência angular para os ângulos de 0° a -90° e de 0° a 90° para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente. Para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ o fator da dependência angular é maior que 1, sendo predominante o efeito de *build-up* da dose. Observa-se para essa fonte que a resposta angular aumenta até os ângulos de 60° e -60° e depois

começa a diminuir, porque a trajetória das partículas é grande inclusive para essa fonte de alta energia. Para as fontes de ^{85}Kr e ^{147}Pm , o fator da dependência angular é menor que 1, predominando a absorção das partículas beta devido à energia destas fontes.

Figura 4.24 Dependência angular da resposta da câmara de extrapolação de 0° a 90° para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm . As incertezas foram menores que $\pm 0,3\%$, $\pm 1,7\%$ e $\pm 2,8\%$ para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente.

Figura 4.25 Dependência angular da resposta da câmara de extrapolação de 0° a -90° para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm . As incertezas foram menores que $\pm 0,3\%$, $\pm 1,7\%$ e $\pm 2,8\%$ para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente.

O mesmo comportamento das curvas das Figuras 4.24 e 4.25 foi reportado por Faw e Swinth (1998), Ambrosi et al. (2007) e Behrens (2015) para essas fontes. A diferença máxima entre as respostas das fontes para os ângulos positivos e negativos de -90° a 90° foi de 2,9 %, 5,6% e 16,8 % para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente.

Na Tabela 4.30 é mostrada a variação angular da resposta da câmara de extrapolação em relação ao ângulo de 0° para as 3 fontes.

Tabela 4.30 Variação angular com respeito ao ângulo 0° para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm .

Ângulo	Variação angular (%)		
	$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	^{85}Kr	^{147}Pm
5	0	1,9	3,7
10	0,9	1,9	1,7
15	2,1	3,2	7,2
20	2,9	2,9	7,2
25	5,0	1,8	9,8
30	8,1	2,4	10,9
35	10,8	3,1	2,8
40	13,5	3,6	4,4
45	15,1	5,9	6,3
50	16,5	6,6	16,5
55	21,8	10,5	15,7
60	20,8	15,0	27,9
65	20,4	21,3	34,2
70	19,0	28,8	44,2
75	10,3	34,9	45,2
80	12,8	43,7	52,7
85	48,3	52,4	58,6
90	81,8	59,2	62,2
-5	0,1	0,9	7,4
-10	0,04	0,5	11,1
-15	0,5	1,5	7,0
-20	1,8	2,7	9,9
-25	4,1	3,8	13,1
-30	6,20	0,4	10,4
-35	9,7	1,29	10,3
-40	11,6	2,5	12,5
-45	14,4	4,4	15,9
-50	17,1	7,9	18,8
-55	18,9	13,2	23,1
-60	21,3	16,1	18,9
-65	23,1	23,3	26,8
-70	18,8	28,1	36,4
-75	10,1	37,1	42,3
-80	11,9	46,7	48,4
-85	49,7	56,2	57,5
-90	81,9	61,7	62,0

No caso da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, a variação angular com relação ao ângulo 0° aumenta progressivamente até os ângulos de 60° e -65° ; posteriormente, a variação diminui até os ângulos de -75° e 75° e a partir destes ângulos aumenta, sendo o aumento maior a partir dos ângulos de -85° e 85° . No caso das fontes de ^{85}Kr e ^{147}Pm , a variação angular aumenta progressivamente até os ângulos de 60° e -65° , e posteriormente continua um aumento drástico dessa variação. A razão dos comportamentos para as fontes foi explicada no parágrafo anterior.

4.3 Dosimetria de radiação beta usando técnicas luminescentes

Os detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ foram expostos à radiação beta do sistema BSS2. As medições foram feitas numa sala escura para evitar a influência da luz na resposta. Para todas as medições TL, a taxa de aquecimento foi de 5°C/s e a máxima temperatura foi de 350°C . Para as medições OSL, foi usado o modo de intensidade de iluminação constante (CW-OSL) por LED azul, com tempo de contagem de 60 s, e a potência do arranjo de LED azuis foi de 90 %.

4.3.1 Características dos detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$

As dimensões e as massas dos 19 detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ foram medidos com um paquímetro e uma balança, respectivamente. Os detectores têm $(4,59 \pm 0,01)$ mm de diâmetro, $(1,119 \pm 0,010)$ mm de espessura e $(51,8 \pm 0,4)$ mg de massa.

4.3.2 Tratamento térmico

De acordo com Akselrod et al. (1999), para baixas doses, o $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ não precisa de tratamento térmico para ser reutilizado; dessa forma, simplifica o processo e minimiza o custo. McKeever et al. (1995) recomendam que para doses de 100 mGy o dosímetro de alumina seja tratado a 900°C por 10 min a 15 min seguido de um resfriamento rápido no ar para reduzir a sensibilidade à luz pela liberação das armadilhas profundas.

Para este estudo, foram irradiados 19 detectores com uma dose de 0,5 Gy da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ da leitora RISÖ. A combinação do tempo e da temperatura foram selecionados a partir dos dados reportados na literatura para os materiais $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ e $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:Cr}$. Para estes materiais, são recomendados tratamentos térmicos de 1 h a 400°C e 15 min a 350°C , respectivamente (FURETTA e WENG,

1998). Os detectores foram tratados inicialmente à temperatura de 400°C durante 30 min. A seguir, aumentou-se a temperatura para 450°C, 500°C, 600°C e 650°C, mantendo-se o tempo em 30 min.

Depois do tratamento térmico foi realizada a medição do nível residual dos detectores e calculou-se a média de suas respostas. Na Tabela 4.31 e na Figura 4.26 são mostrados os valores e o gráfico dos dados obtidos para o estudo do tratamento térmico para o material SOL-GEL α -Al₂O₃.

Pode-se observar pelo gráfico, que a partir da temperatura de 600°C não houve variação significativa nos valores da média. Além disso, o desvio padrão e o coeficiente de variação foram menores para essa temperatura. Portanto, determinou-se que para estes detectores o tratamento térmico é de 600°C durante 30 m.

Tabela 4.31 Estudo do tratamento térmico para os detectores de SOL-GEL α -Al₂O₃.

Temperatura (°C)	400	450	500	600	650
Média do sinal residual (u.a.)	3191	2998	2944	2931	2978
Desvio padrão (u.a.)	87	69	98	62	66
Coeficiente de variação (%)	2,73	2,29	3,34	2,10	2,20

Figura 4.26 Resposta TL residual dos detectores de SOL-GEL α -Al₂O₃ em função do tratamento térmico.

4.3.3 Teste de reprodutibilidade da resposta

Para este teste, foram usados 19 detectores, os quais foram irradiados com uma dose de 0,5 Gy da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ da leitora RISÖ. A seguir, foi realizada uma medição TL, tratamento térmico usando o procedimento já descrito e uma medição da contagem de fundo. Esse procedimento foi repetido durante 10 ciclos. A análise da média e o desvio padrão identificaram as diferentes fontes de variação na reprodutibilidade do sistema. Foi calculado o coeficiente de variação de cada detector. Na Tabela 4.32 são mostrados os valores desses parâmetros.

Foram escolhidos os detectores 1, 2, 8, 9, 10, 11, 12, 16, 18 e 19 como lote, porque apresentaram coeficientes de variação inferiores a 10 %, de acordo com a norma ISO 12794:2000(E) (ISO, 2000). O detector nº. 13 foi descartado devido à resposta baixa em relação à resposta dos demais detectores do lote.

Tabela 4.32 Reprodutibilidade dos detectores de SOL-GEL α -Al₂O₃.

Detector	Valor médio (u.a.)	Desvio padrão (u.a.)	Coeficiente de variação (%)
1	4,18 x10 ⁵	2,90 x10 ⁴	6,9
2	5,4 x10 ⁵	4,90 x10 ⁴	9,1
3	4,83 x10 ⁵	5,28 x10 ⁴	10,9
4	1,29 x10 ⁴	1,59 x10 ³	12,3
5	3,99 x10 ⁵	6,87 x10 ⁴	17,2
6	3,39 x10 ⁵	6,23 x10 ⁴	18,4
7	1,04 x10 ⁴	1,33 x10 ³	12,8
8	2,88 x10 ⁵	2,64 x10 ⁴	9,2
9	4,17 x10 ⁵	3,07 x10 ⁴	7,4
10	2,49 x10 ⁵	1,38 x10 ⁴	5,5
11	4,12 x10 ⁵	3,68 x10 ⁴	8,9
12	4,78 x10 ⁵	4,73 x10 ⁴	9,9
13	8,13 x10 ³	7,63 x10 ²	9,4
14	4,12 x10 ⁵	7,12 x10 ⁴	17,3
15	4,14 x10 ⁵	4,47 x10 ⁴	10,8
16	2,02 x10 ⁵	1,94 x10 ⁴	9,6
17	4,53 x10 ⁵	4,76 x10 ⁴	10,5
18	4,27 x10 ⁵	3,14 x10 ⁴	7,4
19	3,44 x10 ⁵	3,19 x10 ⁴	9,2

Usando os valores da Tabela 4.32, foi calculada a média dos coeficientes de variação dos detectores escolhidos (SVI = 8,31%), fornecendo uma indicação da reprodutibilidade de todo o sistema. Foi calculada a média total das médias de cada detector obtendo-se um valor de 3,56 x10⁵. O índice de variabilidade da leitora RVI foi calculado mediante a Equação 3.21 e apresentou o valor de 3,58%. O coeficiente de reprodutibilidade dos detectores foi calculado mediante a Equação 3.22 e tem um valor de 9,05%. Pelos resultados obtidos, pode-se observar

que a reprodutibilidade total do lote está dada fundamentalmente pela reprodutibilidade individual de cada detector. Portanto, será utilizado um fator relativo de sensibilidade intrínseca ou fator individual de correção para cada um dos detectores.

4.3.4 Fator relativo de sensibilidade intrínseca

O fator relativo de sensibilidade intrínseca S_i está associado a cada detector e será usado para corrigir a resposta deles para qualquer dose absorvida.

O procedimento geral para a determinação do fator relativo de sensibilidade intrínseca dos detectores escolhidos foi o mesmo usado para o teste de reprodutibilidade. Esse procedimento foi repetido durante 5 ciclos. O lote foi dividido em 2 grupos de 5 detectores. O primeiro grupo foi escolhido para realizar a técnica OSL (detectores 1, 2, 8, 9 e 10) e o segundo grupo para realizar a técnica TL (detectores 11, 12, 16, 18 e 19).

Mediante as Equações 3.23 e 3.24, foram calculadas a resposta individual de cada detector de cada grupo e a média da resposta do grupo. Esse procedimento foi repetido durante 5 ciclos. Depois, mediante as Equações 3.26 e 3.27, foram calculadas a média individual dos 5 ciclos e a média total das 5 respostas de cada grupo. Finalmente o fator relativo da sensibilidade intrínseca foi calculado mediante a Equação 3.28 para cada grupo. Na Tabela 4.33 são mostrados os valores obtidos do fator relativo da sensibilidade intrínseca para cada grupo de detectores.

Tabela 4.33 Fatores relativos da sensibilidade intrínseca (S_i) para cada grupo de detectores.

Detector	Fator S_i para OSL	Detector	Fator S_i para TL
1	0,91 $\pm$ 0,05	11	0,90 $\pm$ 0,04
2	0,72 $\pm$ 0,04	12	0,80 $\pm$ 0,05
8	1,36 $\pm$ 0,08	16	1,87 $\pm$ 0,11
9	0,91 $\pm$ 0,07	18	0,87 $\pm$ 0,05
10	1,49 $\pm$ 0,06	19	1,05 $\pm$ 0,09

Os fatores de correção levaram à redução das incertezas das respostas. O uso dos fatores de correção permitiu alcançar uma melhor reprodutibilidade da resposta do sistema.

4.3.5 Caracterização dos colimadores da leitora RISÖ

Os detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ apresentam uma alta sensibilidade à radiação. Para a determinação da curva de resposta em função da dose absorvida, deve-se estabelecer um intervalo de dose das fontes de radiação. Foi comprovado que para valores determinados de dose absorvida, a fotomultiplicadora da leitora atinge o limite estabelecido para o trabalho dela. Portanto, foi necessário fazer um estudo da resposta com o uso dos colimadores do sinal.

Para se determinar o fator de correção pelo uso dos colimadores foi usada a Equação 4.1:

$$F_{col} = \overline{M}_0 / \overline{M}_{col} \quad (4.1)$$

onde $\overline{M}_0$ é o valor da média da resposta dos dosímetros sem o uso de colimador, e $\overline{M}_{col}$ é o valor da média da resposta dos dosímetros com o uso de colimador (ALGARVE, 2017). Para esse estudo foi estabelecida uma dose de 0,5 Gy da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ da leitora. O estudo foi realizado sem colimadores e depois com o uso dos 4 colimadores para as duas técnicas de TL e OSL.

Na Figura 4.27 são mostradas as curvas de decaimento OSL e nas Figuras 4.28 e 4.29 são mostradas as curvas da emissão TL, sem e com os 4 colimadores. Pode-se observar na Figura 4.27 que o colimador 1 diminui a resposta do sinal, porque a sua abertura é a menor e, portanto, a quantidade de fótons que são detectados pela fotomultiplicadora também é menor.

Na Figura 4.28 pode-se observar a intensidade da resposta TL sem colimador e com os 4 colimadores. As curvas com os colimadores são quase imperceptíveis, por isso na Figura 4.29 é mostrada uma ampliação correspondente às curvas de emissão TL com os 4 colimadores. Pode-se observar na Figura 4.29 que o colimador 1 diminui a resposta do sinal porque a sua abertura é a menor e, portanto, a quantidade de fótons que são detectados pela fotomultiplicadora também é menor. Logicamente, a intensidade da resposta TL sem colimador é

maior. O colimador 1 diminui a resposta do sinal pela mesma causa que com o sinal OSL.

Figura 4.27 Curvas de decaimento OSL sem colimador e com os 4 colimadores.

Figura 4.28 Curva de emissão TL sem colimador e com os 4 colimadores.

Figura 4.29 *Curvas de emissão TL com os 4 colimadores.*

A partir dos valores das integrais das curvas dos dosímetros correspondentes às respostas OSL e TL, foram determinados os fatores de correção para todos os colimadores (Tabela 4.34).

Tabela 4.34 *Fatores de correção para os colimadores.*

Colimador	Fator de correção para os colimadores	
	OSL	TL
Sem colimador	1	1
1	739,1 ± 56,4	493,00 ± 74,10
2	169,0 ± 10,9	117,3 ± 10,9
3	29,99 ± 2,04	29,3 ± 2,4
4	9,5 ± 0,5	9,5 ± 0,7

Pode-se observar uma diminuição nos valores dos fatores de correção para os colimadores à medida que aumenta a sua abertura, porque aumenta a quantidade de fótons detectados pela fotomultiplicadora. Portanto, a correção será menor.

4.3.6 Curvas de decaimento OSL e curvas de emissão TL

Na Figura 4.30 são apresentadas as curvas de decaimento OSL para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm . Foi escolhido arbitrariamente o detector n.º 1 para a representação e a dose de 5 mGy em cada caso. Nos casos das fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr , foi usado o colimador 3 e, no caso da fonte de ^{147}Pm , não foi usado nenhum colimador.

Na Figura 4.31 são apresentadas as curvas de emissão TL para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm . Foi escolhido também arbitrariamente o detector n.º 12 para a representação e a dose de 5 mGy. Foi usado o mesmo critério para o uso dos colimadores, como no caso das curvas de decaimento OSL. As curvas de emissão para as 3 fontes apresentam o pico dosimétrico aproximadamente em 230°C. O fabricante reportou para estes detectores um pico dosimétrico de 198°C em feixes gama de ^{137}Cs (FERREIRA e SANTOS, 2014).

Figura 4.30 Curvas de decaimento OSL para os detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ para doses de 5 mGy expostos às fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm (Detector no. 1).

Figura 4.31 Curvas de emissão TL para os detectores de SOL-GEL α -Al₂O₃ para doses de 5 mGy expostos às fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm (Detector n^o. 12).

4.3.7 Curvas Dose-Resposta

Para a obtenção das curvas de resposta OSL e TL em função da dose absorvida do SOL-GEL α -Al₂O₃, os detectores foram irradiados em feixes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm . Os intervalos de dose para realizar o estudo foram estabelecidos, considerando os tempos de irradiação do sistema BSS2 para cada fonte e as condições ambientais. Para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, o intervalo de dose foi de 5 mGy a 1 Gy; para a fonte de ^{85}Kr , o intervalo foi de 5 mGy a 0,5 Gy e para a fonte de ^{147}Pm , o intervalo foi de 5 mGy a 30 mGy.

Nas Figuras 4.32, 4.33 e 4.34 são apresentadas as curvas dose-resposta OSL e TL dos detectores de SOL-GEL α -Al₂O₃ para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente. As curvas apresentaram um comportamento linear no intervalo de dose estudado. No caso da fonte de ^{147}Pm , as incertezas foram altas devido à atenuação no ar, que é característica dessa fonte. Além disso, no momento do estudo a fonte estava com uma atividade de somente 0,13 GBq. As incertezas das medições também dependeram das contagens de fundo da leitora. Na Figura 4.35 é mostrada a flutuação das contagens de fundo da leitora durante o intervalo de tempo em que foram feitas todas as medições.

Figura 4.32 Curvas dose-resposta OSL e TL do SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$. As incertezas foram menores que $\pm 8\%$ e $\pm 9\%$ para as respostas OSL e TL, respectivamente.

Figura 4.33 Curvas dose-resposta OSL e TL do SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ para a fonte de ^{85}Kr . As incertezas foram menores que $\pm 10\%$ para as respostas OSL e TL.

Figura 4.34 Curvas dose-resposta OSL e TL do SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ para a fonte de ^{147}Pm . As incertezas foram menores que $\pm 40\%$ e $\pm 10\%$ para as respostas TL e OSL, respectivamente.

Figura 4.35 Flutuação das contagens de fundo da leitora RISÖ TL/OSL-DA20 durante o intervalo de tempo das medições.

Na Tabela 4.35 são apresentados os fatores de calibração para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm .

Tabela 4.35 Fatores de calibração OSL e TL para os detectores de SOL-GEL α -Al₂O₃.

Fonte	Fator de calibração para OSL (mGy/u.a.)		
	Calculado	Ajuste linear	Diferença (%)
⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y	$(5,5 \pm 0,4) \times 10^{-6}$	$(5,70 \pm 0,26) \times 10^{-6}$	3,5
⁸⁵ Kr	$(3,18 \pm 0,08) \times 10^{-5}$	$(3,26 \pm 0,19) \times 10^{-6}$	2,5
¹⁴⁷ Pm	$(4,03 \pm 0,33) \times 10^{-4}$	$(4,2 \pm 0,4) \times 10^{-4}$	4,1
	Fator de calibração para TL (mGy/u.a.)		
	Calculado	Ajuste linear	Diferença (%)
⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y	$(1,23 \pm 0,08) \times 10^{-5}$	$(1,24 \pm 0,06) \times 10^{-5}$	0,8
⁸⁵ Kr	$(5,9 \pm 0,3) \times 10^{-5}$	$(6,2 \pm 0,3) \times 10^{-5}$	4,8
¹⁴⁷ Pm	$(1,03 \pm 0,11) \times 10^{-3}$	$(1,04 \pm 0,12) \times 10^{-3}$	1

Os fatores de calibração foram obtidos mediante o ajuste linear e calculando o valor da média de todos os fatores individuais para cada dose absorvida. Os fatores obtidos em ambos casos estão dentro do intervalo das incertezas. As diferenças foram menores de 5%.

4.3.8 Sensibilidade intrínseca dos detectores de SOL-GEL α -Al₂O₃.

A sensibilidade do fósforo para as respostas OSL e TL foi determinada mediante a Equação 3.31. Foram escolhidas as doses de 50 mGy para as fontes de ⁹⁰Sr/⁹⁰Y e ⁸⁵Kr, e de 10 mGy para a fonte de ¹⁴⁷Pm, porque estas doses estão na região linear da curva de calibração. Na Tabela 4.36 são apresentados os valores da sensibilidade intrínseca do fósforo para as respostas OSL e TL de cada fonte.

A partir dos valores da Tabela 4.36 demonstra-se que o material SOL-GEL α -Al₂O₃ tem uma alta sensibilidade intrínseca à radiação beta. A sensibilidade da resposta OSL é maior que a da resposta TL. O material apresenta dependência energética para ambas respostas OSL e TL.

Tabela 4.36 Sensibilidade intrínseca dos detectores de SOL-GEL α -Al₂O₃ para as respostas OSL e TL das fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm .

No. detector	Sensibilidade (No. de contagens/mGy.g)		
	$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	^{85}Kr	^{147}Pm
OSL			
1	$(3,21 \pm 0,22) \times 10^6$	$(7,0 \pm 0,5) \times 10^5$	$(4,5 \pm 0,6) \times 10^4$
2	$(3,84 \pm 0,27) \times 10^6$	$(9,3 \pm 0,6) \times 10^5$	$(1,58 \pm 0,20) \times 10^5$
8	$(2,01 \pm 0,14) \times 10^6$	$(5,1 \pm 0,4) \times 10^5$	$(3,1 \pm 0,4) \times 10^4$
9	$(3,22 \pm 0,22) \times 10^6$	$(6,1 \pm 0,4) \times 10^5$	$(2,11 \pm 0,27) \times 10^4$
10	$(2,02 \pm 0,14) \times 10^6$	$(2,64 \pm 0,18) \times 10^5$	$(3,4 \pm 0,4) \times 10^4$
TL			
11	$(1,54 \pm 0,13) \times 10^6$	$(3,35 \pm 0,28) \times 10^5$	$(8,21 \pm 0,11) \times 10^4$
12	$(1,82 \pm 0,15) \times 10^6$	$(3,8 \pm 0,3) \times 10^5$	$(2,09 \pm 0,27) \times 10^4$
16	$(0,88 \pm 0,07) \times 10^6$	$(1,85 \pm 0,15) \times 10^5$	$(1,16 \pm 0,15) \times 10^4$
18	$(2,08 \pm 0,17) \times 10^6$	$(3,55 \pm 0,29) \times 10^5$	$(5,8 \pm 0,7) \times 10^4$
19	$(1,51 \pm 0,12) \times 10^6$	$(2,54 \pm 0,21) \times 10^5$	$(5,2 \pm 0,7) \times 10^4$

4.3.9 Limite inferior de detecção (LID)

O LID foi determinado para as técnicas OSL e TL para cada fonte utilizando a Equação 3.30. Ele foi determinado calculando-se a média de 5 medições das contagens de fundo dos detectores do lote para cada técnica. Os resultados estão indicados na Tabela 4.37.

Tabela 4.37 Limite inferior de detecção dos detectores de SOL-GEL α -Al₂O₃ para cada fonte.

Fonte	Energia máxima (MeV)	LID (μGy)	
		OSL	TL
$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	2,3	$5,40 \pm 0,20$	$11,2 \pm 0,6$
^{85}Kr	0,62	$22,8 \pm 1,3$	$47,7 \pm 2,5$
^{147}Pm	0,23	$624,2 \pm 53,4$	$1406,03 \pm 167,08$

Os valores da Tabela 4.37 demonstram que os detectores de SOL-GEL α - Al_2O_3 apresentam um limite inferior de detecção menor para a resposta OSL. Em feixes de ^{137}Cs , o fabricante dos detectores apresentou resultados do LID de 1,7 μGy para uma taxa de aquecimento de 2 $^\circ\text{C/s}$ e de 2,2 μGy para uma taxa de 10 $^\circ\text{C/s}$ (FERREIRA e SANTOS, 2014).

Os resultados obtidos demonstram que estes detectores são adequados para a medição de doses baixas.

4.3.10 Dependência energética dos detectores de SOL-GEL α - Al_2O_3

Os detectores de SOL-GEL α - Al_2O_3 foram expostos à dose de 5 mGy de radiação beta das 3 fontes do sistema BSS2. A fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ foi considerada como referência e os resultados foram normalizados para os valores da intensidade das respostas OSL e TL desta fonte. Na Figura 4.36 são mostradas as respostas normalizadas OSL e TL em relação à energia da fonte de referência de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ para as 3 fontes.

Figura 4.36 Dependência energética relativa das respostas OSL e TL dos detectores de SOL-GEL α - Al_2O_3 para a radiação beta.

Pode-se observar uma forte dependência energética desses detectores para a radiação beta do sistema BSS2. Os resultados são semelhantes aos obtidos por Akselrod et al. (1999) e Pinto et al. (2011) para detectores de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$. O fabricante

reportou uma dependência energética dos detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ em feixes de fótons de 33 keV a 662 keV (FERREIRA e SANTOS, 2014).

4.3.11 Variação da resposta em função da distância fonte-detector

Os detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ foram expostos ao feixe da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ para o estudo da variação das respostas OSL e TL em função da distância fonte-detector. A distância foi variada de 11 cm a 50 cm que é o que permite o sistema BSS2 (BSS2, 2005). Os detectores foram irradiados com uma dose de 205,06 mGy, 63,76 mGy, 28,34 mGy e 10 mGy durante 37 min para as distâncias fonte-detector de 11 cm, 20 cm, 30 cm e 50 cm respectivamente. Devido à alta sensibilidade dos detectores para este estudo foi usado o colimador 1 para as distâncias de 11 cm, 20 cm e 30 cm, enquanto que, para a distância de 50 cm, o colimador 2 foi usado. Na Figura 4.37 é mostrada a curva da variação das respostas OSL e TL dos detectores em função da distância fonte-detector.

Pode-se observar que as respostas OSL e TL dos detectores seguem a lei do inverso do quadrado da distância. As respostas OSL e TL apresentaram decréscimos com a distância fonte-detector.

Figura 4.37 Variação das respostas OSL e TL dos detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ em função da distância fonte-detector.

4.3.12 Decaimento do sinal (*Fading*)

Para o estudo do decaimento do sinal, os detectores foram expostos ao feixe de radiação da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ da leitora RISÖ TL/OSL-DA20 com uma dose de 0,5 Gy.

Para o estudo do decaimento óptico, os detectores foram expostos à luz de aproximadamente 1800 lumens. Os intervalos de tempo de exposição foram de 5 min, 10 min, 15 min e 20 min, sendo que a primeira leitura foi feita após a irradiação. Na Figura 4.38 é mostrado o decaimento óptico dos detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$.

Para o estudo do decaimento ao longo do tempo após a irradiação, os detectores foram irradiados e armazenados com diferentes intervalos de tempo. Os intervalos de armazenamento foram 24 h, uma semana (168 h) e um mês (720 h). Após estes intervalos de tempo de armazenamento, foram feitas medições OSL e TL da resposta dos detectores. Na Figura 4.39 são mostradas as curvas do decaimento dos sinais OSL e TL.

O efeito do decaimento óptico devido a 1800 lumens em 1 min, não excede o 1%. Isto permite tirar o detector do suporte do dosímetro e colocá-lo na leitora em presença da luz sem nenhum efeito de perda do sinal em condições de rotina de monitoração pessoal.

Figura 4.38 Decaimento óptico dos detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$. A linha horizontal indica ausência de fading.

Figura 4.39 Decaimento dos sinais OSL e TL dos detectores de SOL-GEL α -Al₂O₃. A linha horizontal indica ausência de fading.

Na Figura 4.39 pode-se observar uma perda do sinal de 13 % a partir de 168 h (uma semana) após irradiados os detectores no caso do decaimento da resposta OSL. No caso do decaimento da resposta TL, observa-se uma perda do 19 % a partir das 24h após a irradiação. É recomendável fazer as medições dos detectores após 1h de irradiação quando o sinal é mais estável.

Todos os processos de decaimento dos detectores de SOL-GEL α -Al₂O₃ podem ser ajustados a uma função exponencial do tipo $y = A_1 \cdot \exp(-x/t_1) + y_0$, onde y corresponde à intensidade do sinal OSL ou TL, x é o tempo após a irradiação, A_1 , t_1 e y_0 são a amplitude; a constante de decaimento da função; e o *offset* (distância pela qual a função se afasta das intensidades OSL e TL quando o tempo é igual 0 (0, $A_1 + y_0$)). Para a resposta OSL, os coeficientes da equação são os seguintes: $A_1 = (0,30 \pm 0,03)$; $t_1 = (327,39 \pm 109,26)$ h e $y_0 = (0,69 \pm 0,03)$. Para a resposta TL, os coeficientes são: $A_1 = (0,29 \pm 0,07)$; $t_1 = (23,0 \pm 11,0)$ h e $y_0 = (0,709 \pm 0,024)$.

4.3.13 Espectros de emissão TL

Nas Figuras 4.40, 4.41, 4.42 e 4.43 são mostrados os espectros de TL em função da temperatura e do comprimento de onda, registrados a uma taxa de 5 K/s pelo espectrômetro e a fibra óptica. As doses de irradiação foram de 5 Gy, 10 Gy,

20 Gy e 50 Gy, pois foi necessário obter um sinal bem definido para identificar os centros de recombinação.

Figura 4.40 Espectro de emissão TL do SOL-GEL α - Al_2O_3 irradiado com 5 Gy de radiação beta.

Figura 4.41 Espectro de emissão TL do SOL-GEL α - Al_2O_3 irradiado com 10 Gy de radiação beta.

Figura 4.42 Espectro de emissão TL do SOL-GEL α -Al₂O₃ irradiado com 20 Gy de radiação beta.

Figura 4.43 Espectro de emissão TL do SOL-GEL α -Al₂O₃ irradiado com 50 Gy de radiação beta.

Os espectros medidos a 5 K/s após a irradiação revelaram picos em ~ 420 nm, ~ 697nm, ~ 750 nm e ~ 800 nm.

O pico dosimétrico dos detectores de SOL-GEL α -Al₂O₃ é de ~508 K e ~ 420 nm. O pico é caracterizado por uma emissão ampla. De acordo com alguns autores, essa banda coincide com as bandas de emissão de centros F- (vacâncias de oxigênio com duas capturas de elétrons), que produzem luminescência (YUKIHARA et al., 2003; AKSELROD et al., 2006). Também provavelmente, essa emissão que aparece na maioria dos aluminossilicatos com diferentes composições químicas e ordem variável de Al e Si, pode ser atribuída à recombinação que ocorre em um centro associado aos defeitos reticulares do tipo Al-O-Al ou Si-O-Si (VALLE et al., 2004).

A emissão infravermelha (IR) centrada perto de 697 nm é atribuída à presença de Cr³⁺ na rede cristalina (LU et al., 2013; GAFT et al., 2015; NYIRENDA e CHITHAMBO, 2018). Caiut et al. (2019) obtiveram espectros contendo bandas em 694 nm com pó de alumina dopada com Cr³⁺. Nyirenda e Chithambo (2018) relataram que o pico de emissão do Cr³⁺ diminui com o aumento da temperatura. Essa diminuição pode estar associada aos efeitos do *thermal quenching* (BOUMAN, 2016).

A emissão perto de 750 nm pode estar associada à presença de Mg (0,90 ± 0,10) ppm como impureza no cristal de SOL-GEL α -Al₂O₃. Alguns autores relataram que esta banda é devida ao centro F₂₊ (2Mg) (AKSELROD e AKSELROD, 2006; RODRIGUEZ et al., 2011; KALITA e CHITHAMBO, 2017b).

Nas Figuras 4.41, 4.42 e 4.43 é mostrado um sinal TL intenso a 800 nm em todos os espectros. Alguns autores observaram que o crescimento de cristais em atmosferas na presença de oxigênio leva a um aumento da luminescência na faixa de 800 nm (ROTMAN et al., 1989; VARNEY et al., 2011). Estes autores atribuíram a luminescência nas bandas de emissão de 700 nm e 800 nm à presença de impurezas de Fe³⁺ pelas seguintes razões: Em muitos materiais nas bandas de 700 nm e 1000 nm, a impureza de Fe³⁺ tem uma ampla emissão; em materiais dopados com ferro, picos de luminescência foram observados em 800 nm, e as condições de crescimento na atmosfera de ar melhoraram e aumentaram a emissão nas bandas de 700 nm e 800 nm. De acordo com a análise do ICP-MS pelo fabricante, a quantidade de impureza do ferro foi de (99,8 ± 9,9) ppm (FERREIRA e SANTOS, 2014). Provavelmente, esse nível de ferro provoca essa

intensa luminescência. Segundo Varney et al. (2011), as vagas de oxigênio são preenchidas pelo oxigênio do ar no processo de crescimento, e fornecem ligantes de oxigênio próximos ao Fe^{3+} .

A intensidade TL em altas temperaturas e comprimentos de onda grandes é devida à radiação do corpo negro.

4.3.14 Parâmetros cinéticos do processo termoluminescente do SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$

Os parâmetros cinéticos energia de ativação E, fator de frequência s e ordem cinética b, foram determinados mediante os métodos descritos no item 3.8.9. A seguir são apresentados os resultados.

- **Estrutura da curva de emissão termoluminescente.**

Para se determinar a estrutura da curva de emissão TL, uma amostra foi irradiada com 0,5 Gy e sua curva de emissão TL foi obtida a 1 K/s. Devido às variações significativas na forma da curva de emissão TL do óxido de alumínio (AKSELROD e AKSELROD, 2002), as medições foram tomadas após o aquecimento da amostra para determinados intervalos de temperatura, a fim de detectar a presença de picos. Na Figura 4.44 são mostradas as medições da curva de emissão fracionária: a) a amostra foi parcialmente aquecida até 413 K e foi registrada a curva de emissão parcial. Não houve picos entre 273 K e 413 K; b) a amostra foi parcialmente aquecida até a temperatura após o pico TL e a curva de emissão parcial foi registrada. O pico TL foi de ~470 K; c) a amostra foi aquecida até 623 K e a curva de emissão parcial foi registrada. Não houve picos entre 502 K e 623 K; d) Todas as curvas foram registradas.

A Figura 4.44 mostra a presença de um pico dosimétrico no intervalo de temperaturas considerado. O resultado está de acordo com o trabalho de Akselrod e Akselrod (2002), onde vários cristais da Landauer Inc., Divisão Stillwater Crystal Growth foram estudados, e o primeiro grupo mostrou um pico TL normal e estreito (pico dosimétrico). Whitley e McKeever (2002) mostraram uma variabilidade na resposta de uma amostra com relação à outra na medição TL de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ em experimentos realizados com amostras obtidas da Landauer Inc. (Oklahoma, EUA) e da Bicron NE (Ohio, EUA).

Figura 4.44 Medições da curva de emissão fraccionária de uma amostra de $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ SOL-GEL irradiada com 0,5 Gy da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ da leitora RISÖ TL/OSL-DA20 registrada a 1 K/s: a) a amostra foi parcialmente aquecida até 413 K e foi registrada a curva de emissão parcial; b) a amostra foi parcialmente aquecida até a temperatura após do pico e a curva de emissão parcial foi registrada; c) a amostra foi aquecida até 623 K e a curva de emissão parcial foi registrada; d) Todas as curvas foram registradas.

- **Avaliação da ordem cinética**

Para a avaliação da ordem cinética e o número de picos, foi realizada a análise de $(T_M - T_{\text{stop}})$. Uma amostra foi irradiada com 0,5 Gy. A temperatura T_{stop} estabelecida para o aquecimento parcial foi de 413 K. Depois, a amostra foi esfriada e foi obtida a curva de emissão completa. Esta análise foi repetida várias vezes para a mesma amostra irradiada. A temperatura T_{stop} foi variada em incrementos de 5 K de 140 K a 230 K. Na Figura 4.45 é mostrada a curva $(T_M - T_{\text{stop}})$. Essa curva é uma linha levando em conta as incertezas dos diferentes pontos. É evidente que T_M é independente de T_{stop} . Esse recurso sugere que o pico está livre de componentes sobrepostos. Na Figura 4.45 mostra-se que há um único pico na curva de emissão TL e ele pode ser avaliado como de cinética de primeira ordem.

Figura 4.45 Curva $(T_M - T_{stop})$ para a avaliação da ordem cinética e o número de picos dos detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$.

A fim de se avaliar a ordem cinética do pico dos detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$, na Figura 4.46 são mostradas as curvas de emissão medidas a 5 K/s após a irradiação para diferentes doses das fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr do sistema BSS2 e o gráfico da variação da posição do pico de temperatura em função da dose absorvida. Os picos de temperatura foram (500 ± 2) K e (511 ± 2) K para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr , respectivamente. Os picos são semelhantes no intervalo das doses absorvidas; portanto, pode-se considerar que o pico é de cinética de primeira ordem.

Para uma primeira aproximação dos valores da energia de ativação foram usados os métodos de Randall e Wilkins e de Urbach (PAGONIS et al., 2006).

Figura 4.46 Curvas de emissão TL medidas a 5 K/s após a irradiação com diferentes doses das fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr e gráfico da variação da posição do pico de temperatura em função da dose absorvida.

Os valores das temperaturas requeridas para os métodos de análise baseados na forma do pico da curva da resposta TL foram os seguintes: $T_1 = 424 \text{ K}$; $T_2 = 463 \text{ K}$ e $T_M = 447 \text{ K}$. Os parâmetros calculados baseando-se na forma do pico da curva de resposta TL são apresentados na Tabela 4.38.

Tabela 4.38 Parâmetros para os métodos baseados na forma do pico da curva de resposta TL. ($\tau = T_M - T_1$; $\delta = T_2 - T_M$; $\omega = T_2 - T_1$; $\mu = \delta/\omega$; T_M : temperatura máxima do pico; T_1 , T_2 : temperaturas de cada lado da curva correspondentes à metade da intensidade do sinal (PAGONIS et al., 2006)) (Ver Figura 3.11).

$\tau \text{ (K)}$	$\delta \text{ (K)}$	$\omega \text{ (K)}$	μ
$22,4 \pm 5,7$	$16,4 \pm 5,7$	$38,8 \pm 5,7$	$0,42 \pm 0,16$

A integral da área sob a curva do pico foi calculada usando-se a soma dos valores da curva desde a temperatura $T = 375 \text{ K}$ até $T = 455 \text{ K}$. De acordo com a

Equação 3.35, a soma dos valores da curva é multiplicada pelo intervalo de temperatura ($\Delta T = 1\text{K}$) e dividido pela taxa de aquecimento ($\beta = 0,2\text{ K/s}$). Na Figura 4.47 são mostrados os gráficos de $\ln(TL/Area^b)$ versus $1/kT$ para os seguintes valores de ordem cinética $b = 1$; $b = 1,1$ e $b = 1,2$.

Figura 4.47 Método da área do pico da curva de resposta para diferentes valores de ordem cinética (b).

Os coeficientes de correlação R^2 para os gráficos depois do ajuste foram os seguintes: 0,99053; 0,99011 e 0,98945 para $b = 1$; $b = 1,1$ e $b = 1,2$, respectivamente. Pode-se observar que o gráfico do melhor ajuste foi o correspondente a $b = 1$. O coeficiente angular foi $(-1,038 \pm 0,014)\text{ eV}$ e a intercepção foi $(22,5 \pm 0,4)$. Pode-se concluir que a curva do pico TL é descrita por uma ordem cinética $b = 1$ e por uma boa aproximação pode-se considerar que o pico é de primeira ordem cinética.

A deconvolução da curva de emissão foi analisada usando-se o programa GlowFit. Os valores da temperatura e a intensidade do pico máximas foram: $T_M = 447\text{ K}$ e $I_M = 8335\text{ u.a.}$, respectivamente. Na Figura 4.48 é mostrado o gráfico da curva de emissão TL com o melhor ajuste. Os resíduos do ajuste são mostrados. Eles flutuaram ao redor de zero, confirmando a excelência do ajuste. O melhor ajuste com $FOM = 0,8$ apresentou uma energia de ativação $E = (0,998 \pm 0,020)\text{ eV}$.

Figura 4.48 Deconvolução da curva de emissão TL do pico dos detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ obtida com o programa GlowFit (PUCHALSKA e BILSKI, 2006). Os resíduos confirmam a excelência do ajuste.

Na Tabela 4.39 são apresentados os valores obtidos para a energia de ativação e o fator de frequência dos detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ que foram obtidos pelos diferentes métodos. A média ponderada pelas incertezas da energia de ativação e do fator de frequência também é apresentada.

Tabela 4.39 Energia de ativação e fator de frequência para o pico dos detectores de SOL-GEL α -Al₂O₃.

Método	Energia de ativação (eV)	Fator de frequência (s⁻¹)
Randall e Wilkins	0,962 ± 0,009	2 x10 ⁹
Urbach	0,885 ± 0,008	10 ⁹
Chen τ	1,04 ± 0,29	(6,1 ± 0,5) x10 ⁹
Chen δ	1,02 ± 0,38	(4,2 ± 0,4) x10 ⁹
Chen ω	1,04 ± 0,16	(6,54 ± 0,29) x10 ⁹
Grossweiner	1,03 ± 0,31	(4,8 ± 0,4) x10 ⁹
Lushchik	1,02 ± 0,38	(4,2 ± 0,4) x10 ⁹
Halperin e Braner	1,05 ± 0,10	(7,55 ± 0,20) x10 ⁹
Balarin	1,03 ± 0,15	(4,8 ± 0,4) x10 ⁹
Área do pico da curva TL	1,038 ± 0,014	(1,23 ± 0,12) x10 ⁹
GlowFit	0,998 ± 0,020	2,10 x10 ⁹
Média	1,025 ± 0,011	(1,24 ± 0,12) x10 ⁹

Os valores dos parâmetros obtidos pelo método da forma de pico da curva de emissão estão em concordância e dentro do intervalo das incertezas. O valor da energia de ativação para o método da área do pico da curva está de acordo com os demais métodos. Os valores dos parâmetros obtidos pela deconvolução da curva de emissão usando o programa GlowFit também estão de acordo com os valores dos métodos citados. Para o material α -Al₂O₃:C foram reportados valores médios de energia de ativação de (0,97 ± 0,03) eV para o método de pico da curva de emissão e (0,96 ± 0,08) eV para o método da forma do pico (OGUNDARE et al., 2013). Para o material α -Al₂O₃:C,Mg foram relatados os valores de energia de ativação de ~ 0,83, 0,96, 1,37,1,20,1,15,16 e 1,94 eV para os picos I a VII, respectivamente, e os valores do fator de frequência para todos os picos foram da ordem de 10⁹ a 10¹⁴ s⁻¹ (KALITA e CHITAMBO, 2017a).

4.3.15 Parâmetros do *thermal quenching* dos detectores de SOL-GEL α -Al₂O₃

Na ausência de *thermal quenching*, a área sob o pico da curva de emissão deve ser constante, independentemente da taxa de aquecimento. Na Figura 4.49

são mostradas as curvas de emissão TL dos detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ obtidas a diferentes taxas de aquecimento após a irradiação com 0,5 Gy. Na Figura 4.49 também é mostrada a variação da área do pico com o aumento da taxa de aquecimento.

Na Figura 4.49 pode-se observar uma diminuição da área do pico com aumento da taxa de aquecimento. Isso mostra que o pico da curva de emissão é afetado pelo *thermal quenching* (KITIS, 2002; PAGONIS et al., 2006; KALITA e CHITAMBO, 2017a). A energia de ativação do *thermal quenching* pode ser determinada pela Equação 5.49. Com base nas curvas medidas com diferentes taxas de aquecimento na Figura 4.49, pode-se supor que a curva de emissão medida a 0,2 K/s não é afetada pelo efeito do *thermal quenching*.

Figura 4.49 Curvas de emissão TL dos detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ obtidas a diferentes taxas de aquecimento e variação da área do pico em função da taxa de aquecimento.

Na Figura 4.50 são mostrados o gráfico do $\ln[(A_{uq}/A_q) - 1]$ vs $1/kT_M$ e a curva de variação da eficiência da luminescência. A partir do coeficiente angular e a intercepção do ajuste linear da curva do gráfico $\ln[(A_{uq}/A_q) - 1]$ vs $1/kT_M$, foram estimados os parâmetros $W = (1,15 \pm 0,15)$ eV e $C = 8,27 \times 10^{10} \text{ s}^{-1}$. A partir dos valores de W e C foi possível obter a curva de eficiência da luminescência. Akselrod et al. (1998) e Ogundare et al. (2013) reportaram valores de $W = (1,08 \pm 0,03)$ eV e $W = (0,96 \pm 0,05)$ eV para o material $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$. Kalita e Chitambo (2017a) reportaram valores de $W = (0,99 \pm 0,08)$ eV e $C = 5,95 \times 10^{10} \text{ s}^{-1}$ para o material $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C,Mg}$.

Figura 4.50 Variação da eficiência da termoluminescência em função da temperatura e curva para a avaliação dos parâmetros do thermal quenching: $W = (1,15 \pm 0,15)$ eV e $C = 8,27 \times 10^{10} \text{ s}^{-1}$. As incertezas foram menores que 4,2 %.

A partir do gráfico da Figura 4.50 pode-se observar que a eficiência da luminescência é igual a 1 até uma temperatura de aproximadamente 450 K. Acima desta temperatura, a eficiência torna-se menor do que a unidade e diminui drasticamente à medida que a temperatura aumenta. A temperatura de 450 K pode

ser considerada como temperatura crítica para se determinar a energia de ativação, porque abaixo desta temperatura a eficiência da termoluminescência é igual a 1 e não há efeito de *thermal quenching* ainda. Kalita e Chitambo (2017a) reportaram uma temperatura crítica de 150 °C (423 K) para o material $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C,Mg}$.

Na Figura 4.51 são mostradas a curva de emissão de 0,5 Gy, obtida com 10 K/s, que é afetada pelo *thermal quenching*, e a curva corrigida, levando-se em consideração a eficiência da termoluminescência.

Figura 4.51 Curva de emissão de 0,5 Gy, obtida com 10 K/s afetada pelo *thermal quenching* (Com quenching) e curva corrigida (Sem quenching).

A partir da curva corrigida, pode-se considerar que a área da curva sob o pico TL é semelhante para qualquer taxa de aquecimento.

4.3.16 Fator de correção pela atenuação no ar e espalhamento da radiação no suporte de irradiação dos detectores

As simulações para se determinar o fator de correção pela atenuação no ar e espalhamento no suporte de irradiação dos detectores foram executadas seguindo o modelo da Figura 3.14. O número de histórias iniciais (*nps*) para todas as simulações foi de 10^8 e, em cada caso, foram cumpridos todos os testes estatísticos do MCNP. Nas simulações foi usado o modo ITS para o transporte de elétrons.

Nas Tabelas 4.40 e 4.41 é mostrada uma comparação entre a quantidade de elétrons nas células correspondentes a cada dosímetro para a simulação do suporte e com a cobertura dos dosímetros e, para a simulação dos dosímetros sem o suporte e sem a cobertura, respectivamente. A quantidade de elétrons é mostrada levando em conta o tipo de fonte de radiação do sistema BSS2 e a distância fonte-detector. No caso da fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, para a distância fonte-detector de 11 cm, a radiação não foi uniforme devido à divergência das partículas, e a quantidade de elétrons foi menor do que para os casos anteriores com a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$. A quantidade de elétrons diminuiu à medida que a distância fonte-detector aumentou, e no caso da presença do filtro homogeneizador do feixe, uma ligeira diminuição foi observada devido à absorção causada por este. Para as fontes de ^{85}Kr e ^{147}Pm , a quantidade de elétrons diminuiu notavelmente devido à menor energia desses radionuclídeos.

Nas Tabelas 4.40 e 4.41 mostra-se que, dependendo da energia da radiação beta, as partículas são absorvidas pela cobertura e pelo suporte no caso das fontes de ^{85}Kr e ^{147}Pm . Uma grande fração de energias baixas da fonte de ^{147}Pm foi espalhada e absorvida no ar e no filtro homogeneizador do feixe. No caso da fonte de ^{85}Kr , a fração foi menor. Por outro lado, a radiação beta de alta energia da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ é espalhada pela cobertura e pelo suporte e, assim, provocando o efeito de *build-up* da dose absorvida. À medida que a distância fonte-detector aumenta para essa fonte, a quantidade de elétrons em cada dosímetro diminui e, no caso do uso do filtro homogeneizador do feixe para a distância de 30 cm, houve uma ligeira diminuição nessa quantidade.

Na Tabela 4.42 mostra-se a fração das partículas beta que foram absorvidas ou espalhadas levando-se em conta a energia da fonte. Essa fração foi calculada usando a Equação 3.52. Para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, a fração espalhada pelo suporte foi maior para a distância fonte-detector de 11 cm. Para as fontes de ^{85}Kr e ^{147}Pm existem diferenças significativas entre os resultados devido às características mencionadas para fontes de menor energia.

Na Tabela 4.43 mostra-se a fração (%) das partículas beta espalhadas para as simulações da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ com filtro homogeneizador do feixe para as distâncias fonte-detector de 11 cm, 20 cm e 50 cm. Nos resultados pode-se

observar que o filtro homogeneizador causou absorção no caso da distância de 11 cm; no caso das distâncias de 20 cm e 50 cm, ocorreu o espalhamento.

Finalmente, os fatores de correção para atenuação ou espalhamento da radiação beta foram determinados pela Equação 3.53. Nas Tabelas 4.44 e 4.45 são apresentados os resultados obtidos destes fatores.

Não houve grande diferença entre os fatores de correção da fonte $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ para as distâncias fonte-detector de 20 cm, 30 cm com e sem filtro e 50 cm. Para a distância de 11 cm com esta fonte, uma diferença máxima de 3,5 % pode ser apreciada em relação às outras distâncias. Para as fontes de ^{85}Kr e ^{147}Pm , os fatores de correção demonstram novamente a perda de energia devido à absorção no ar e no filtro homogeneizador. Os resultados dos fatores de correção mostraram claramente que a absorção e o espalhamento dos elétrons dependem muito da energia desses emissores beta.

Os valores dos fatores de correção foram normalizados para o valor obtido no centro do feixe. Este valor corresponde à posição do dosímetro número 13 (ver Figura 3.12 b). Nas Figuras 4.52, 4.53 e 4.54 são mostradas as distribuições dos fatores de correção normalizados no suporte dos detectores para todas as simulações realizadas. Os limites estabelecidos pela ISO 6980-1 (ISO, 2006) são representados por linhas azuis, e pode-se observar que todos os valores dos fatores de correção estão de acordo com os requisitos desta norma. Um resultado similar foi relatado por Behrens (2013) na simulação dos campos de radiação do BSS2.

De acordo com Ambrosi et al. (2007), os valores médios normalizados dos fatores de correção dos detectores que cobrem uma área de 30 mm x 30 mm foram comparados com valores similares relatados para uma câmara de extrapolação primária de Physikalisch -Technische Bundesanstalt (PTB) (eletrodo coletor de 30 mm de diâmetro). Os valores correspondem às distâncias de calibração estabelecidas como padrões para o sistema BSS2. Os resultados são apresentados na Tabela 4.46. Os valores dos fatores de correção estão de acordo com os limites estabelecidos pela ISO 6980-1 (ISO, 2006) e com os valores normalizados da câmara de extrapolação de Ambrosi et al. (2007).

Tabela 4.40 Quantidade de elétrons para a simulação do suporte e da cobertura dos dosímetros.

Número do dosímetro	Fonte						
	⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y					⁸⁵ Kr	¹⁴⁷ Pm
	Distância fonte-detector (cm)						
	11	20	30	30 (filtro)	50	30	20
1	223962	284107	283533	283389	283303	6674	61
2	234975	293388	292843	292497	292471	5871	56
3	232074	286913	285802	285894	285795	5765	68
4	244459	298374	297863	297814	297717	5579	47
5	231748	291612	290854	291034	290963	6177	60
6	241942	297020	296659	296667	296617	6012	54
7	254908	304143	303536	303424	303404	6061	51
8	254724	303667	303355	303307	303279	5625	54
9	251005	303996	303498	303560	303398	5950	64
10	241124	299021	298035	297986	298061	6053	69
11	234889	291624	291033	290980	290926	5470	55
12	264994	311748	310780	310684	310610	5730	48
13	262011	308259	307469	307183	307174	5235	42

14	258581	306445	305716	305753	305682	5385	66
15	237063	293531	292661	292751	292759	5093	37
16	250570	302311	301611	301627	301595	5777	55
17	253802	305388	304631	304973	304983	5418	52
18	263827	312236	311525	311333	311337	5677	44
19	260345	309226	308492	308461	308442	5715	72
20	251267	304928	304355	304378	304368	5802	45
21	237536	291303	290646	290435	290488	6270	61
22	242622	293199	292565	292457	292388	5630	60
23	234137	291626	291112	291301	291283	5867	46
24	245777	298735	298038	297973	297948	6366	61
25	229214	291472	290822	291117	290984	6205	52
Total	6137556	7474272	7457434	7456978	7455975	145407	1380

Tabela 4.41 Quantidade de eletrons para a simulação sem o suporte e sem a cobertura com os dosímetros.

Número do dosímetro	Fonte						
	⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y					⁸⁵ Kr	¹⁴⁷ Pm
	Distância fonte-detector (cm)						
	11	20	30	30 (filtro)	50	30	20
1	213517	274983	274411	274702	274612	7022	114
2	221651	284236	283753	283775	283710	6441	109
3	218080	278947	278048	277832	277786	6262	133
4	229370	293379	292826	292886	292850	6186	104
5	214040	284560	283904	284195	284171	6661	121
6	232216	286823	286373	285987	285956	6483	125
7	245809	296813	296176	296247	296214	6377	98
8	242312	298096	297840	298257	298184	6027	117
9	245004	296309	295718	295573	295366	6218	117
10	227068	294528	293530	293880	293935	7010	133
11	220541	279452	278918	278653	278616	6287	117
12	248992	302987	302026	302354	302261	6040	109
13	251909	299630	298903	298476	298507	5876	99

14	242733	297120	296427	295952	295925	6254	117
15	221375	281762	280876	280879	280893	5481	100
16	235448	294350	293681	293144	293114	6791	103
17	235083	299558	298883	299064	299071	5660	112
18	246260	304567	303867	303204	303206	6345	88
19	248090	298871	298189	298635	298631	6416	131
20	233485	292007	291446	291408	291363	6288	104
21	230342	285341	284815	284231	284227	6951	140
22	232974	294265	293610	293754	293675	6027	116
23	222878	285138	284736	284671	284672	6481	97
24	236981	295845	295303	295412	295404	6532	128
25	220983	284927	284214	284354	284293	6906	121
Total	5817141	7284494	7268473	7267525	7266642	159022	2853

Tabela 4.42 Fração (%) das partículas beta que foram absorvidas ou espalhadas levando em conta a energia da fonte.

Número do dosímetro	Fonte						
	⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y					⁸⁵ Kr	¹⁴⁷ Pm
	Distância fonte-detector (cm)						
	11	20	30	30 (filtro)	50	30	20
1	7,37	6,34	6,31	6,34	6,34	5,92	8,13
2	7,57	6,06	6,08	6,02	6,03	4,38	12,76
3	7,42	5,70	5,73	5,79	5,79	1,60	6,17
4	7,94	5,92	5,92	5,88	5,88	3,95	2,63
5	7,92	6,18	6,18	6,17	6,17	6,87	14,07
6	6,66	5,69	5,69	5,68	5,68	3,23	20,46
7	5,85	5,19	5,20	5,10	5,10	1,75	16,65
8	7,54	6,16	6,18	6,06	6,06	5,67	13,13
9	5,53	5,03	5,03	5,04	5,05	4,49	15,87
10	6,31	5,17	5,17	5,10	5,10	1,33	16,47
11	9,04	7,16	7,17	7,13	7,13	6,64	13,47
12	7,87	6,65	6,67	6,53	6,54	5,21	17,26
13	8,28	6,54	6,55	6,52	6,52	2,15	21,57

14	9,06	6,41	6,42	6,42	6,42	7,28	12,47
15	9,14	7,19	7,21	7,23	7,23	2,36	8,19
16	8,82	7,47	7,48	7,56	7,56	4,72	11,07
17	9,14	7,04	7,04	7,09	7,10	3,64	14,93
18	8,70	6,42	6,46	6,41	6,40	2,42	10,84
19	8,04	7,14	7,12	6,98	6,98	3,50	10,36
20	8,75	7,04	7,04	7,06	7,05	4,62	14,30
21	6,69	4,92	4,91	4,98	4,99	1,90	9,08
22	6,44	4,92	4,94	4,99	4,99	1,23	7,52
23	8,74	6,49	6,50	6,57	6,57	7,10	12,42
24	6,86	4,62	4,62	4,63	4,63	2,31	13,78
25	6,53	5,07	5,08	5,04	5,05	2,28	9,01
Total	7,69	6,10	6,11	6,09	6,09	3,78	12,51

Tabela 4.43 Fração (%) das partículas beta espalhadas para as simulações da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ com filtro homogeneizador do feixe para as distâncias fonte-detector de 11 cm, 20 cm e 50 cm.

Número do dosímetro	Fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ com filtro		
	Distância fonte-detector (cm)		
	11	20	50
1	7,99	6,52	6,35
2	8,28	7,21	6,31
3	7,75	7,34	6,32
4	9,52	6,90	5,83
5	7,83	6,82	6,25
6	6,39	5,95	6,25
7	6,49	5,85	5,28
8	7,46	7,02	6,05
9	6,02	6,14	4,79
10	7,55	5,80	5,47
11	7,42	9,06	6,93
12	7,19	8,04	6,18
13	6,58	8,01	6,82
14	7,19	8,26	6,02
15	7,67	9,01	7,28
16	7,87	8,45	6,96
17	6,39	8,94	7,04
18	5,33	7,48	6,36
19	5,93	8,14	6,99
20	6,62	7,82	7,22
21	5,14	5,96	5,01
22	5,51	6,05	5,16
23	4,86	7,73	6,31
24	5,06	7,11	4,59
25	5,34	6,07	4,86
Total	6,77	7,27	6,11

Tabela 4.44 Fatores de correção para atenuação no ar ou espalhamento no suporte de irradiação da radiação beta (distâncias fonte-detector padrões do sistema BSS2).

Fonte							
						⁸⁵ Kr	¹⁴⁷ Pm
Número	Distância fonte-detector (cm)						
do	11	20	30	30 com filtro	50	30	20
dosímetro							
1	0,950 ± 0,020	0,965 ± 0,017	0,965 ± 0,017	0,965 ± 0,017	0,965 ± 0,017	1,14 ± 0,14	1,80 ± 0,29
2	0,941 ± 0,020	0,967 ± 0,017	0,967 ± 0,017	0,968 ± 0,017	0,968 ± 0,017	1,13 ± 0,15	2,0 ± 0,3
3	0,943 ± 0,020	0,972 ± 0,017	0,973 ± 0,017	0,973 ± 0,017	0,973 ± 0,017	1,05 ± 0,14	1,9 ± 0,3
4	0,937 ± 0,019	0,985 ± 0,017	0,985 ± 0,017	0,985 ± 0,017	0,986 ± 0,017	1,07 ± 0,14	2,2 ± 0,4
5	0,929 ± 0,020	0,978 ± 0,017	0,979 ± 0,017	0,979 ± 0,017	0,979 ± 0,017	1,11 ± 0,14	2,0 ± 0,3
6	0,966 ± 0,020	0,965 ± 0,017	0,965 ± 0,017	0,965 ± 0,017	0,965 ± 0,017	1,13 ± 0,14	2,4 ± 0,4
7	0,967 ± 0,019	0,979 ± 0,017	0,979 ± 0,017	0,980 ± 0,017	0,980 ± 0,017	1,05 ± 0,13	2,0 ± 0,3
8	0,957 ± 0,019	0,980 ± 0,017	0,980 ± 0,017	0,981 ± 0,017	0,981 ± 0,017	1,13 ± 0,15	2,2 ± 0,4
9	0,977 ± 0,019	0,973 ± 0,017	0,972 ± 0,017	0,972 ± 0,017	0,972 ± 0,017	1,03 ± 0,12	1,76 ± 0,28
10	0,947 ± 0,019	0,983 ± 0,017	0,983 ± 0,017	0,984 ± 0,017	0,984 ± 0,017	1,17 ± 0,15	1,91 ± 0,29
11	0,945 ± 0,020	0,959 ± 0,017	0,959 ± 0,017	0,959 ± 0,017	0,959 ± 0,017	1,12 ± 0,14	2,1 ± 0,3
12	0,945 ± 0,019	0,976 ± 0,017	0,975 ± 0,017	0,976 ± 0,017	0,976 ± 0,017	1,06 ± 0,14	2,1 ± 0,4

13	0,964 ± 0,019	0,970 ± 0,016	0,970 ± 0,016	0,970 ± 0,016	0,971± 0,017	1,08 ± 0,14	2,4 ± 0,5
14	0,947 ± 0,019	0,975 ± 0,017	0,975 ± 0,017	0,975 ± 0,017	0,975 ± 0,017	1,14 ± 0,15	1,86 ± 0,29
15	0,934 ± 0,019	0,966 ± 0,017	0,966 ± 0,017	0,966 ± 0,017	0,966 ± 0,017	1,04 ± 0,14	2,6 ± 0,5
16	0,945 ± 0,019	0,975 ± 0,017	0,975 ± 0,017	0,974 ± 0,017	0,974 ± 0,017	1,16 ± 0,15	1,9 ± 0,3
17	0,932 ± 0,019	0,979 ± 0,017	0,979 ± 0,017	0,978 ± 0,017	0,978 ± 0,017	1,00 ± 0,13	2,1 ± 0,4
18	0,927 ± 0,018	0,974 ± 0,017	0,974 ± 0,017	0,975 ± 0,017	0,975 ± 0,017	1,13 ± 0,14	2,0 ± 0,4
19	0,956 ± 0,019	0,964 ± 0,016	0,964 ± 0,017	0,965 ± 0,017	0,965 ± 0,017	1,15 ± 0,15	1,89 ± 0,28
20	0,933 ± 0,019	0,955 ± 0,016	0,954 ± 0,016	0,954 ± 0,016	0,954± 0,016	1,08 ± 0,14	2,3 ± 0,4
21	0,967 ± 0,020	0,974 ± 0,017	0,974 ± 0,017	0,973± 0,017	0,973± 0,017	1,04 ± 0,14	2,4 ± 0,4
22	0,962 ± 0,020	0,990 ± 0,017	0,989 ± 0,017	0,989 ± 0,017	0,989 ± 0,017	1,03 ± 0,14	1,9 ± 0,3
23	0,944 ± 0,020	0,975 ± 0,017	0,976 ± 0,017	0,975 ± 0,017	0,975 ± 0,017	1,10 ± 0,14	2,1 ± 0,4
24	0,958 ± 0,019	0,993 ± 0,017	0,993 ± 0,017	0,993 ± 0,017	0,993 ± 0,017	1,05 ± 0,12	2,0 ± 0,3
25	0,957 ± 0,020	0,976 ± 0,017	0,975 ± 0,017	0,975 ± 0,017	0,975 ± 0,017	1,08 ± 0,13	2,4 ± 0,4

Tabela 4.45 Fatores de correção pelo espalhamento para radiação beta (Fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ para as distâncias fonte-detector de 11 cm, 20 cm e 50 cm com filtro homogeneizador.

Número do dosímetro	Distância fonte-detector da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ com filtro (cm)		
	11	20	50
1	0,949 ± 0,019	0,957 ± 0,019	0,981 ± 0,025
2	0,923 ± 0,020	0,954 ± 0,019	0,978 ± 0,024
3	0,942 ± 0,019	0,951 ± 0,019	0,963 ± 0,024
4	0,921 ± 0,020	0,950 ± 0,019	0,986 ± 0,024
5	0,932 ± 0,019	0,959 ± 0,019	0,976 ± 0,024
6	0,956 ± 0,022	0,967 ± 0,019	0,971 ± 0,024
7	0,947 ± 0,020	0,969 ± 0,019	0,978 ± 0,024
8	0,926 ± 0,020	0,960 ± 0,019	0,981 ± 0,024
9	0,949 ± 0,020	0,967 ± 0,019	0,986 ± 0,024
10	0,923 ± 0,021	0,984 ± 0,019	0,996 ± 0,025
11	0,955 ± 0,019	0,931 ± 0,019	0,961 ± 0,024
12	0,934 ± 0,020	0,951 ± 0,019	0,979 ± 0,024
13	0,954 ± 0,022	0,967 ± 0,019	0,960 ± 0,023
14	0,938 ± 0,020	0,941 ± 0,018	0,975 ± 0,024
15	0,950 ± 0,019	0,933 ± 0,019	0,967 ± 0,024
16	0,931 ± 0,020	0,948 ± 0,019	0,978 ± 0,024
17	0,958 ± 0,021	0,944 ± 0,018	0,966 ± 0,023
18	0,961 ± 0,022	0,951 ± 0,018	1,000 ± 0,024
19	0,949 ± 0,021	0,945 ± 0,018	0,966 ± 0,023
20	0,948 ± 0,021	0,956 ± 0,019	0,958 ± 0,023
21	0,971 ± 0,021	0,970 ± 0,019	0,975 ± 0,024
22	0,952 ± 0,021	0,963 ± 0,019	0,981 ± 0,024
23	0,969 ± 0,021	0,940 ± 0,019	0,978 ± 0,024
24	0,972 ± 0,021	0,960 ± 0,019	0,982 ± 0,024
25	0,959 ± 0,020	0,953 ± 0,019	0,975 ± 0,024

Figura 4.52 Fatores de correção normalizados no suporte dos 25 detectores para as fontes de ^{85}Kr e ^{147}Pm às distâncias fonte-detector de 30 cm e 20 cm, respectivamente. As linhas azuis indicam os limites estabelecidos pela ISO 6980-1 (ISO, 2006).

Figura 4.53 Fatores de correção normalizados no suporte dos 25 detectores para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ às distâncias fonte-detector de 11 cm, 20 cm, 30 cm, 30 cm com filtro e 50 cm (distâncias fonte-detector de calibração BSS2 padrão). As linhas azuis indicam os limites estabelecidos pela ISO 6980-1 (ISO, 2006).

Figura 4.54 Fatores de correção normalizados no suporte dos detectores para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ às distâncias fonte-detector de 11 cm, 20 cm e 50 cm com filtro (Distâncias fonte-detector não padrões de calibração BSS2). As linhas azuis indicam os limites estabelecidos pela ISO 6980-1 (ISO, 2006).

Tabela 4.46 Comparação dos valores médios normalizados dos fatores de correção dos detectores para uma área de 30 mm x 30 mm e dos valores similares relatados para uma câmara de extrapolação primária de Physikalisch -Technische Bundesanstalt (PTB) (eletrodo coletor de 30 mm) para as distâncias fonte-detector padrões do sistema BSS2.

Fonte	Distância (cm)	Filtro	Valores normalizados	
			Detectores que cobrem uma área de 30 mm x 30 mm	Câmara de extrapolação (Ambrosi et al., 2007)
$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	11	sem	$0,988 \pm 0,006$	$0,999 \pm 0,011$
$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	20	sem	$1,0043 \pm 0,0017$	$0,995 \pm 0,008$
$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	30	sem	$1,0040 \pm 0,0017$	$0,997 \pm 0,009$
$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	30	com	$1,0045 \pm 0,0017$	$1,002 \pm 0,005$
$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	50	sem	$1,0044 \pm 0,0017$	$0,996 \pm 0,007$
^{85}Kr	30	com	$1,002 \pm 0,016$	$1,000 \pm 0,001$
^{147}Pm	20	com	$0,847 \pm 0,057$	$1,001 \pm 0,008$

5. Conclusões

Os objetivos principais, que foram a caracterização e o estabelecimento de um sistema de padronização primária em radiação beta para fontes de ^{85}Kr e ^{147}Pm no LCI/IPEN, utilizando a câmara de extrapolação Böhm como sistema padrão primário, e a caracterização e o estabelecimento de um sistema de transferência ou método alternativo/complementar de dosimetria beta, foram alcançados.

A câmara de extrapolação Böhm foi caracterizada como padrão primário em feixes de ^{85}Kr e ^{147}Pm mediante os seguintes testes: curvas de saturação, profundidade nula real, corrente de fuga, linearidade da resposta, estabilidade da resposta, variação da resposta em função da distância fonte-detector e tempo de estabilização. Todos os testes foram realizados para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ à distância fonte-detector de 11 cm por ser a fonte de referência da radiação beta. Os resultados obtidos em todos os testes realizados cumpriram com os limites estabelecidos pela recomendação internacional (IEC, 2011).

Os fatores de transmissão e as taxas de dose absorvida no ar e no tecido às profundidades nula e de 0,07 mm foram determinados. Os resultados obtidos estão em concordância com os valores do certificado de calibração. As diferenças entre os valores determinados dos fatores de transmissão e os valores do certificado de calibração variaram num intervalo de 0 % a 3,3 %; de 0% a 3,8% e de 0% a 5,9% para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm respectivamente.

As diferenças entre os valores determinados da taxa absorvida no ar à profundidade nula e os valores do certificado de calibração foram de 2,07%, 0,12% e 1,14% para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm respectivamente. No caso da taxa absorvida no tecido, as diferenças foram de 2,09%, 0,00021% e 0,8% para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente.

As diferenças entre os valores determinados da taxa absorvida no ar à profundidade de 0,07 mm e os valores do certificado de calibração foram de 1%, 0,5% e 2,5% para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm respectivamente. No caso

da taxa absorvida no tecido, as diferenças foram de 0,98%, 0,7% e 2,27% para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm respectivamente.

Foi estabelecido um modelo de Monte Carlo da câmara de extrapolação e das fontes do sistema BSS2. Para a validação do modelo foram comparadas as taxas de dose absorvida simuladas e determinadas pelo código, as taxas determinadas experimentalmente e as taxas dos certificados de calibração das fontes. As diferenças entre os valores da taxa de dose absorvida do certificado de calibração e os valores determinados pelo método Monte Carlo foram de 0,14%, 0,98% e 0,80% para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente. No caso da taxa de dose absorvida determinada experimentalmente, as diferenças foram de 1,9 %, 0,96 % e 1,6 % para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente. Por meio do modelo de Monte Carlo foram determinados a fluência das partículas na cavidade da câmara de extrapolação e os gráficos da fluência espectral para as 3 fontes do sistema BSS2. Além disso, foram determinados os fatores de correção da radiação de freiamento (*Bremsstrahlung*), os fatores de correção pelo retroespalhamento do eletrodo coletor e do anel de guarda da câmara de extrapolação e ainda os fatores de dependência angular. Os valores do fator de correção de *Bremsstrahlung* determinados pelo método Monte Carlo estão em concordância com os valores reportados por Böhm (1986). Os valores do fator de correção pelo retroespalhamento do eletrodo coletor e do anel de guarda, assim como os valores do fator de dependência angular estão em concordância com os fatores reportados pelas normas ISO (2004) e ABTN (2017).

Para o estabelecimento de um sistema de transferência ou método alternativo/complementar para dosimetria da radiação beta com o sistema BSS2, foram caracterizados os detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$. Para estes detectores foi estabelecido um tratamento térmico de 30 min a 600°C para reutilização. Foi realizado o teste de reprodutibilidade da resposta e como resultado foram escolhidos 10 detectores que apresentaram coeficientes de variação menores que 10%. Foi determinado o fator reativo de sensibilidade intrínseca para cada detector. Além disso, foram obtidas as curvas dose-resposta OSL e TL em função da dose absorvida dos detectores para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm . O teste da sensibilidade intrínseca dos detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ mostrou

que este material tem uma alta sensibilidade à radiação beta. O teste do limite inferior de detecção demonstrou que estes detectores são adequados para a medição de doses muito baixas. Foi observada uma forte dependência energética destes detectores para a radiação beta do sistema BSS2, em concordância com outros trabalhos (AKSELROD et al., 1999; PINTO et al., 2011). O teste da variação da resposta em função da distância fonte-detector foi realizado para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, e foi observado que as respostas OSL e TL dos detectores seguem a lei do inverso do quadrado da distância. O decaimento do sinal (*fading*) foi estudado. Foram analisados o decaimento óptico e o decaimento ao longo do tempo após a irradiação. O efeito do decaimento óptico em 1 min não excedeu 1 %, o qual permite tirar o detector do suporte do dosímetro e colocá-lo na leitora em presença da luz sem nenhum efeito de perda do sinal em condições de rotina em monitoração pessoal. No caso do decaimento ao longo do tempo após a irradiação, foi observada uma perda do sinal de 13 % a partir de uma semana para o decaimento OSL. No caso do decaimento TL, a perda foi de 19 % a partir das 24 h após a irradiação. É recomendável fazer as medições com os detectores após 1 h da irradiação, quando o sinal é mais estável.

Foram obtidos os espectros de TL dos detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ em função da temperatura e do comprimento de onda, registrados a uma taxa de 5 K/s pelo espectrômetro e a fibra óptica. As doses de irradiação foram de 5 Gy, 10 Gy, 20 Gy e 50 Gy. Os espectros revelaram picos em ~ 420 nm, ~ 697 nm, ~ 750 nm e ~ 800 nm. O pico dosimétrico dos detectores foi de ~508 K e ~ 420 nm.

Foram determinados os parâmetros cinéticos do processo termoluminescente dos detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$. As energias de ativação, os fatores de frequência e a ordem cinética envolvida na curva de emissão TL foram avaliadas, utilizando-se a resposta máxima do pico de temperatura, a forma do pico, a área sob o pico da curva TL e os métodos de ajuste da curva de emissão TL. A ordem cinética do pico foi avaliada como de primeira ordem, usando-se a técnica ($T_M - T_{\text{stop}}$) e a dependência da T_M com a dose. As energias de ativação obtidas apresentaram-se de acordo em todos os métodos utilizados. A energia de ativação calculada por vários métodos variou

de $(0,886 \pm 0,008)$ eV a $(1,05 \pm 0,10)$ eV. O fator de frequência determinado por todos os métodos foi da ordem de 10^9 s^{-1} .

Por meio de um estudo realizado, foi verificado que o pico dosimétrico é afetado pelo *thermal quenching*. Foram estimados os parâmetros: energia de ativação do *thermal quenching* $W = (1,05 \pm 0,15)$ eV e a constante $C = 8,27 \times 10^{10} \text{ s}^{-1}$. A eficiência da luminescência é igual a 1 até a temperatura de aproximadamente 450 K. Acima desta temperatura, a eficiência torna-se menor do que a unidade e diminui drasticamente à medida que a temperatura aumenta.

Os fatores de correção pela atenuação no ar e pelo espalhamento da radiação no suporte de irradiação dos detectores foram determinados pelo método Monte Carlo. Os resultados dos fatores de correção mostraram claramente que a absorção e o espalhamento dos elétrons dependem muito da energia dos emissores beta. Os valores dos fatores de correção estão de acordo com os requisitos da norma internacional ISO 6980-1 (ISO, 2006).

ANEXO A

Determinação das incertezas da taxa de dose absorvida da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ para uma distância fonte-detector de 11 cm

A avaliação e a determinação das incertezas da taxa de dose absorvida no ar e no tecido de todas as fontes do sistema BSS2 foram realizadas de acordo com as normas ISO 6980-2 (ISO, 2004) e ABNT (2017).

A seguir, é apresentado um exemplo da determinação das incertezas da taxa de dose absorvida no ar e no tecido para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$.

Para a determinação das incertezas foi usada a Equação 3.55 (item 3.9.3). O método estabelecido de avaliação das incertezas para os fatores de correção foi considerar incertezas de tipo B, levando-se em conta as recomendações das normas ISO 6980-2 (ISO, 2004) e ABNT (2017). Foram consideradas incertezas de tipo A e B para as correntes de ionização.

Na Tabela A.1 são apresentados as medições e os parâmetros necessários para a avaliação da incerteza padrão combinada da corrente corrigida para a determinação das taxas de dose absorvida da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ para uma distância fonte-detector de 11 cm. Os coeficientes de sensibilidade dos fatores de correção foram determinados propagando-se as incertezas de acordo com a Equação 3.56 (item 3.9.3). Os cálculos das derivadas parciais para se determinar os coeficientes de sensibilidade para a propagação das incertezas foram verificados por meio de um programa da internet (SYMBOLAB, 2017).

Nas Tabelas A.2 e A.3 são apresentados as medições e os parâmetros necessários para a avaliação da incerteza padrão combinada para a determinação das taxas de dose absorvida no ar e no tecido da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ para uma distância fonte-detector de 11 cm.

Tabela A.1 Incerteza padrão combinada da corrente corrigida para a determinação das taxas de dose absorvida da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ para uma distância fonte-detector de 11 cm. Os fatores de correção foram definidos no texto (item 3.5).

Profundidade da câmara de extrapolação	Corrente corrigida (I*k)	c(I)	c(k _{ad})	c(k _{de})	c(k _{abs})	c(k _{di})	c(k _{pe})	c(k _{sat})	Contribuição à incerteza combinada da corrente corrigida
(mm)	(pA)		(pA)	(pA)	(pA)	(pA)	(pA)	(pA)	(pA)
0,5	1,255	1,48	1,16	0,93	1,25	1,25	1,26	1,24	0,014
1,0	2,643	1,47	2,44	1,96	2,64	2,62	2,66	2,63	0,028
1,5	4,160	1,48	3,85	3,08	4,16	4,10	4,19	4,14	0,044
2,0	5,650	1,48	5,21	4,18	5,65	5,55	5,70	5,63	0,060
2,5	7,216	1,49	6,64	5,34	7,22	7,06	7,30	7,20	0,077

c- coeficiente de sensibilidade.

Tabela A.2 Incerteza padrão combinada para a determinação das taxas de dose absorvida no ar da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ para uma distância fonte-detector de 11 cm. (Os parâmetros das fontes de incerteza e os fatores de correção foram definidos nos itens 2.5.5 e 3.5).

Fonte da incerteza	Valor	Incerteza	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza combinada da taxa de dose absorvida no ar (u^2) (Gy/s)
$\overline{W_o}/e$	33,83 J/C	0,07 J/C	$3,35 \times 10^{-6}$ C/J.s	$5,20 \times 10^{-14}$
a	$7,35 \times 10^{-4} \text{m}^2$	0,02 m^2	-0,15 m^2/s	$9,51 \times 10^{-16}$
ρ_{a0}	1,1974 kg/m^3	0,0005 kg/m^3	-0,00009 $\text{m}^3/\text{kg.s}$	$2,24 \times 10^{-15}$
k_{ba}	1,010	0,003	0,00011 Gy/s	$1,13 \times 10^{-13}$
k_{br}	1,000	0,002	0,00011 Gy/s	$5,15 \times 10^{-14}$
k_{hu}	1,000	0,001	0,00011 Gy/s	$1,29 \times 10^{-14}$
k_{in}	1,000	0,001	0,00011 Gy/s	$1,29 \times 10^{-14}$
k_{ra}	1,000	0,002	0,00011 Gy/s	$5,15 \times 10^{-14}$
k_{el}	1,000	0,001	0,00011 Gy/s	$1,29 \times 10^{-14}$
k_{wi}	0,997	0,002	0,00011 Gy/s	$5,18 \times 10^{-14}$
$d/dl \{kk^2 I(l)\}$	$2,93 \times 10^{-9}$ A/m	$2,45 \times 10^{-11}$ A/m	38686,16 m/A.s	$9,00 \times 10^{-13}$
Resultado				$1,12 \times 10^{-6}$
k=2			Incerteza expandida	$2,24 \times 10^{-6}$

Tabela A.3 Incerteza padrão combinada para a determinação das taxas de dose absorvida no tecido da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ para uma distância fonte-detector de 11 cm. (Os parâmetros das fontes de incerteza e os fatores de correção foram definidos nos itens 2.5.5 e 3.5).

Fonte da incerteza	Valor	Incerteza	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza combinada da taxa de dose absorvida no tecido (u^2)(Gy/s)
$S_{t,a}$	1,110	0,007	0,00011 Gy/s	$5,71 \times 10^{-13}$
$\overline{W}_o/e$	33,83 J/C	0,07 J/C	$3,72 \times 10^{-6}$ C/J.s	$6,40 \times 10^{-14}$
a	$7,35 \times 10^{-4} \text{m}^2$	0,02 m^2	-0,17 1/ m^2 .s	$1,17 \times 10^{-15}$
ρ_{a0}	1,1974 kg/m^3	0,0005 kg/m^3	-0,00011 $\text{m}^3/\text{kg}.s$	$2,76 \times 10^{-15}$
k_{ba}	1,010	0,003	0,00012 Gy/s	$1,40 \times 10^{-13}$
k_{br}	1,000	0,002	0,00013 Gy/s	$6,34 \times 10^{-14}$
k_{hu}	1,000	0,001	0,00013 Gy/s	$1,58 \times 10^{-14}$
k_{in}	1,000	0,001	0,00013 Gy/s	$1,58 \times 10^{-14}$
k_{ra}	1,000	0,002	0,00013 Gy/s	$6,34 \times 10^{-14}$
k_{el}	1,000	0,001	0,00013 Gy/s	$1,58 \times 10^{-14}$
k_{wi}	0,997	0,002	0,00013 Gy/s	$6,38 \times 10^{-14}$
$d/dl \{kk I(l)\}$	$2,93 \times 10^{-9}$ A/m	$2,45 \times 10^{-11}$ A/m	42941,64 m/A.s	$1,11 \times 10^{-12}$
Resultado				$1,46 \times 10^{-6}$
k=2			Incerteza expandida	$2,92 \times 10^{-6}$

ANEXO B

Procedimento para o estabelecimento de um sistema de transferência ou método alternativo/complementar de radiação beta

A seguir serão apresentadas as etapas necessárias para o estabelecimento do sistema de transferência ou método alternativo/complementar de radiação beta.

Objetivo

O objetivo deste procedimento é descrever as etapas necessárias para a irradiação dos detectores termoluminescentes (TL) e luminescentes opticamente estimulados (OSL) com fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm do sistema padrão secundário BSS2 e realizar a avaliação da resposta deles posteriormente no IPEN.

Irradiação das amostras.

O sistema de transferência consiste em detectores de SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ previamente calibrados no IPEN, um suporte de PMMA para a irradiação dos detectores e uma tampa para o suporte (Figura B.1). O sistema possui 4 parafusos de PMMA para o ajuste da tampa.

Figura B.1 Suporte de PMMA (1) e tampa (2) para irradiação dos detectores.

Considerações iniciais

- Os detectores serão identificados com um número e serão separados por dois lotes para realizar as técnicas de TL e OSL. O número de lotes será de acordo com o tipo de fonte que o usuário deseja calibrar;
- Os detectores devem ser manuseados com uma pinça, de preferência de aço inoxidável com ponta de Teflon, para evitar danificar a superfície deles;
- Os detectores devem ser armazenados em recipientes opacos porque eles são sensíveis à luz solar;
- Os detectores devem ser armazenados longe de fontes de calor e fontes radioativas para evitar qualquer tipo de radiação de fundo.
- Os detectores de SOL-GEL α -Al₂O₃ apresentam os seguintes limites inferiores de detecção: para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, $(5,4 \pm 0,20) \mu\text{Gy}$ e $(11,2 \pm 0,6) \mu\text{Gy}$ para OSL e TL, respectivamente; para a fonte de ^{85}Kr , $(22,8 \pm 1,3) \mu\text{Gy}$ e $(47,7 \pm 2,5) \mu\text{Gy}$ para OSL e TL, respectivamente; e para a fonte de ^{147}Pm , $(624,2 \pm 53,4) \mu\text{Gy}$ e $(1406,03 \pm 167,08) \mu\text{Gy}$ para OSL e TL, respectivamente. Portanto, estas são as doses mínimas que podem ser distinguidas significativamente da dose nula dos detectores.
- Os detectores de SOL-GEL α -Al₂O₃ apresentam uma perda do sinal (*fading*) de 13 % a partir de 168 h (uma semana) após irradiação no caso do decaimento da resposta OSL. No caso do decaimento TL, observa-se uma perda de 19 % a partir das 24 h após a irradiação. Os processos de decaimento dos detectores de SOL-GEL α -Al₂O₃ podem ser ajustados a uma função exponencial do tipo $y = A_1 \cdot \exp(-x/t_1) + y_0$, onde y corresponde à intensidade do sinal OSL ou TL, x é o tempo após a irradiação, A_1 , t_1 e y_0 são a amplitude; a constante de decaimento da função; e o *offset* (distância pela qual a função se afasta das intensidades OSL e TL quando o tempo é igual 0 ($0, A_1 + y_0$)). Para a resposta OSL, os coeficientes da equação são os seguintes: $A_1 = (0,30 \pm 0,03)$; $t_1 = (327,39 \pm 109,26) \text{ h}$ e $y_0 = (0,69 \pm 0,03)$. Para a resposta TL, os coeficientes são os seguintes: $A_1 = (0,29 \pm 0,07)$; $t_1 = (23,0 \pm 11,0) \text{ h}$ e $y_0 = (0,709 \pm 0,024)$. Estes aspectos devem ser levados em conta para se determinar a dose absorvida.

Procedimento

- Colocar os detectores no suporte de PMMA começando na parte inferior esquerda;
- Colocar a tampa e ajustar os parafusos de PMMA para que não se formem bolhas de ar sobre os detectores;
- Medir a distância de calibração entre a fonte radioativa e o centro do suporte para os detectores com a haste de distância do sistema BSS2;
- Posicionar a fonte radioativa que se deseja calibrar na haste do sistema BSS2;
- Estabelecer a distância fonte-detector adequada para a fonte e colocar o filtro homogeneizador, se for o caso;
- Definir todos os parâmetros necessários no programa do sistema BSS2 e irradiar com a dose desejada;
- Após a irradiação, os detectores devem ser armazenados em um recipiente e envoltos preferencialmente em papel de alumínio para evitar qualquer tipo de exposição à qualquer fonte de luz.
- Evitar o manuseio dos detectores. Usar a pinça para colocá-los no recipiente;
- Enviar ao IPEN para avaliação, especificando os lotes para TL e OSL e a fonte com que foram irradiados, assim como a data e a hora da irradiação.

Determinação da dose

Para a determinação da dose absorvida dos detectores é usada a Equação B.1:

$$D = M * S_i * F_c \quad (B.1)$$

onde D é a dose absorvida pelo detector, M é o sinal TL ou OSL corrigido pelo sinal da radiação de fundo, S_i é fator relativo de sensibilidade intrínseca ou fator de correção de cada detector e F_c é o fator de calibração dos detectores.

Os procedimentos para se determinar o fator relativo de sensibilidade intrínseca e o fator de calibração devem ser feitos previamente ao envio dos detectores ao usuário.

Determinação do fator relativo de sensibilidade intrínseca

O fator S_i pode ser determinado pela Equação B.2:

$$S_i = \bar{M}/M_i - M_{0i} \quad (\text{B.2})$$

onde M_i é a medição do $i^{\text{ésimo}}$ detector tratado e irradiado com uma dose estabelecida; M_0 é a medição do fundo do mesmo detector tratado e não irradiado; $\bar{M}$ é a média das medições de N detectores tratados e irradiados como a mesma dose.

O procedimento para se determinar o fator S_i para N detectores é o seguinte (FURETTA e WENG ,1998; FURETTA, 2008):

- Tratar os detectores de acordo com o tratamento térmico de 30 min a 400°C no forno;
- Fazer a medição usando o ciclo apropriado para se determinar o sinal de fundo;
- Irradiar os dosímetros com uma dose de 0,5 Gy;
- Fazer a medição do sinal de emissão usando uma taxa de aquecimento de 5 °C/s;
- Determinar o valor do sinal pela Equação B.3:

$$M_i = M_i - M_{0i} \quad (\text{B.3})$$

e calcular a média da resposta do lote pela Equação B.4:

$$\bar{M} = 1/N * \sum_{i=1}^N (M_i - M_{0i}) \quad (\text{B.4})$$

- Realizar um tratamento térmico novo dos detectores e irradiar novamente com a mesma dose. Fazer a medição da resposta dos detectores e calcular uma média nova dos valores $\bar{M}_2$;
- Repetir o procedimento 5 vezes;
- Calcular $\bar{\bar{M}}$ pela Equação B.5:

$$\bar{\bar{M}} = \sum_{j=1}^5 \bar{M}_j / 5 \quad (\text{B.5})$$

onde j é cada irradiação feita com o detector;

- Calcular a média da resposta para cada detector do lote pela Equação B.6:

$$\bar{M} = \sum_{j=1}^5 M_{i,j} / 5 \quad (\text{B.6})$$

onde i indica o número do detector;

- Finalmente, calcular o fator de sensibilidade intrínseca para cada detector pela Equação B.7:

$$S_i = \bar{M} / \overline{M_i} \quad (\text{B.7})$$

Determinação do fator de calibração

O fator F_c pode ser determinado pela Equação B.8:

$$F_c = \frac{D}{1/m \sum_{i=1}^m M_i * S_i} \quad (\text{B.8})$$

onde D é a dose absorvida;

O primeiro procedimento para se obter o fator de calibração consiste em se determinar somente um fator de calibração por cada dose irradiada. O segundo procedimento é a obtenção de uma curva de calibração dose-resposta usando 3 ou mais pontos de dose. Neste caso, o fator de calibração pode ser obtido mediante o coeficiente angular do ajuste linear da curva ($y = ax + b$) (Equação B.9). A estabilidade do sistema deve ser verificada periodicamente para detectar possíveis variações devido às condições ambientais ou devido à leitora propriamente dita (FURETTA e WENG ,1998; FURETTA, 2008).

$$F_c = 1/a \quad (\text{B.9})$$

Uma vez determinados os fatores de sensibilidade intrínseca de cada detector, o fator de calibração e conhecendo a fonte de radiação com a qual os detectores foram irradiados, será possível determinar a dose absorvida (Equação B.1).

ANEXO C

Procedimento para a determinação da taxa de dose absorvida com uma câmara de extrapolação

A seguir serão apresentadas as etapas necessárias para a determinação da taxa de dose absorvida com uma câmara de extrapolação.

Objetivo

O objetivo deste procedimento é descrever as etapas necessárias para a determinação da taxa de dose absorvida com uma câmara de extrapolação.

Procedimento

Para a determinação da taxa de dose absorvida precisa-se obter uma curva de extrapolação. As etapas para a obtenção dessa curva são descritas a seguir:

- É recomendado obter as medições para a curva de extrapolação às profundidades de 0,5 mm a 2,5 mm (BÖHM,1986). Recomenda-se estabelecer um campo elétrico de 10 V/mm para as medições (ISO, 2004; ABNT, 2017);
- Fazer o teste de corrente de fuga pré-irradiação. No caso de não existir corrente de fuga, continuar com as medições;
- Para as polaridades positiva e negativa da tensão, no caso das fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ e ^{85}Kr , realizar 10 medições de carga com intervalos de tempo de coleta de 10 s. No caso da fonte de ^{147}Pm , fazer 6 medições de carga com intervalos de tempo de coleta de 120 s;
- Repetir todas as etapas com as profundidades restantes da câmara de extrapolação. É recomendado no momento de trocar a profundidade da câmara não expõe-la à fonte de radiação;
- Todas as correntes devem ser corrigidas pela Equação 2.6.

$$k_{T,P} = P_0 * T^* / P * T_0 \quad (2.6)$$

onde $T_0 = 293.15 \text{ K}$, $P_0 = 101.3 \text{ kPa}$

As taxas de dose absorvida no ar e no tecido, para fontes de radiação beta, podem ser determinadas pelas Equações 2.14 e 2.15:

$$\dot{D}_{ar} = \frac{(\bar{W}_0/e)}{\rho_{a0} * a} \left[\frac{d}{dl} \{kk'I(l)\} \right] l = 0 \quad (2.14)$$

$$\dot{D} = \dot{D}_{ar} * s_{t,a} \quad (2.15)$$

onde: $\bar{W}_0/e$ é o quociente entre a energia média necessária para produzir um par de íons no ar nas condições ambientais de referência e a carga elementar; ρ_{a0} , é a densidade do ar nas condições de referência de temperatura, pressão e umidade relativa; a é a área efetiva do eletrodo coletor; $\left[\frac{d}{dl} \{kk'I(l)\} \right] l = 0$ é o valor limite da inclinação da função da corrente de ionização corrigida versus a profundidade da câmara (coeficiente angular da curva de extrapolação); $s_{t,a}$ é a razão entre o poder de freiamento mássico médio (*electronic-mass stopping power*) no tecido e no ar; k é o produto dos fatores de correção que variam com a profundidade da câmara; e k' é o produto dos fatores de correção que são independentes da profundidade da câmara.

Os fatores de correção que podem variar durante a medição da curva de extrapolação são:

k_{abs} : Fator de correção para as variações na atenuação das partículas beta entre a fonte e o volume sensível, devido a variações em relação às condições de referência;

k_{ac} : Fator de correção para atenuação das partículas beta pelo ar no volume sensível;

k_{ad} : Fator de correção para as variações da densidade do ar no volume sensível nas condições de referência;

k_{de} : Fator de correção para o decaimento da fonte de partículas beta;

k_{di} : Fator de correção para a falta de uniformidade axial do campo de radiação beta;

k_{pe} : Fator de correção para a perturbação da densidade de fluxo das partículas beta pelas paredes laterais da câmara;

k_{sat} : Fator de correção para as perdas de ionização devido à recombinação iônica.

Os fatores de correção que são constantes durante a medição da curva de extrapolação são:

k_{ba} : Fator de correção para as diferenças no retroespalhamento entre o tecido e o material do eletrodo coletor;

k_{br} : Fator de correção para os efeitos de *Bremsstrahlung* (radiação de freiamento) da fonte de radiação beta;

k_{el} : Fator de correção para a atração eletrostática da janela de entrada devido à tensão de polarização;

k_{hu} : Fator de correção para os efeitos da umidade do ar no volume sensível à energia média necessária para produzir um par de íons;

k_{in} : Fator de correção para os efeitos da interface entre o ar no volume sensível e a janela de entrada adjacente e o eletrodo coletor;

k_{ra} : Fator de correção para a falta de uniformidade radial do campo de radiação beta;

k_{wi} : Fator de correção pelo retroespalhamento e pelo freiamento da radiação beta na janela de entrada.

Os fatores de correção para se determinar a taxa de dose absorvida no tecido e as incertezas foram calculados de acordo com as especificações que aparecem na literatura (BÖHM, 1986; ISO, 2004; ABTN, 2017).

- Após determinar os fatores de correção e as incertezas, fazer um gráfico da corrente de ionização em função da profundidade da câmara;
- Fazer o ajuste linear e determinar o coeficiente angular da curva de extrapolação;
- Determinar a taxa de dose absorvida no ar na superfície da câmara de extrapolação por meio da Equação 2.14;
- Determinar a taxa de dose absorvida no tecido por meio da Equação 2.15.

Os valores das grandezas utilizadas para se determinar a taxa de dose absorvida no tecido são os seguintes: $\bar{W}_o/e = (33,83 \pm 0,07) J/C$, $\rho_{a0} = (1,1974 \pm 0,0005) \text{ kg/m}^3$. As razões dos poderes de frenagem mássicos médios no tecido e no ar são 1,110, 1,121 e 1,124 para as fontes de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr e ^{147}Pm , respectivamente.

ANEXO D

Trabalhos desenvolvidos durante o doutorado

D.1 Artigos publicados em periódicos

1. POLO, I.O.; SOUZA, S.W.; ANTONIO, P.L.; CALDAS, L.V.E. Variance reduction technique in a beta radiation beam using an extrapolation chamber. ***Appl. Radiat. Isot.***, v. 128, p. 154–157, 2017.
2. POLO, I.O.; CALDAS, L.V.E. Determination of transmission factors in beta radiation beams. ***Appl. Radiat. Isot.***, v. 136, p. 82–86, 2018.
3. POLO, I.O.; SOUZA, S.W.; CALDAS, L.V.E. Determination of correction factors in beta radiation beams using Monte Carlo method. ***Appl. Radiat. Isot.***, v. 140, p. 50–54, 2018.
4. POLO, I.O.; SOUZA, S.W.; CALDAS, L.V.E. Modelling the absorbed dose rate of the beta standard BSS2 ^{147}Pm source. ***Appl. Radiat. Isot.***, v. 140, p. 83-86, 2018.
5. POLO, I.O.; SOUZA, S.W.; CALDAS, L.V.E. Monte Carlo modelling of a holder for irradiation of dosimeters in beta radiation beams. ***Appl. Radiat. Isot.***, v. 143, p. 60-66, 2019.
6. POLO, I.O.; CALDAS, L.V.E. SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ detectors: TL and OSL response to beta radiation beams. ***Radiat. Phys. Chem.***, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2019.02.019>. (Disponível on line).
7. ALVARENGA, T.S.; POLO, I.O.; PEREIRA, W.W.; SILVA, F.S.; FONSECA, E.S.; CALDAS, L.V. E. Contribution of the Scattered Radiation on the Neutron Beam Fluence at the Calibration Laboratory of IPEN. ***Radiat. Phys. Chem.***, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2019.03.023>. (Disponível on line).
8. POLO, I.O.; JUNOT, D.O.; CALDAS, L.V.E. SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ samples: Analysis of the TL kinetics. ***J. Appl. Phys.***, v. 125, p. 185102_1-185102_14, 2019.

D.2 Trabalhos apresentados em congressos

1. POLO, I.O.; ANTONIO, P.L.; CALDAS, L.V.E. Análise da resposta de uma câmara de extrapolação pelo Método Monte Carlo. 3º Congresso Brasileiro de Metrologia das Radiações Ionizantes (CBMRI), Rio de Janeiro, Brasil, 2016.
2. POLO, I.O.; CALDAS, L.V.E. Determination of transmission factors for an ^{85}Kr beta radiation beam using an extrapolation chamber. LASNPA & WONP-NURT 2017, La Habana, Cuba, 2017.
3. POLO, I.O.; CALDAS, L.V.E. SOL-GEL $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ detectors: TL and OSL response to beta radiation beam. 14th International Symposium on Radiation Physics, Córdoba, Argentina, 2018.
4. ALVARENGA, T. S.; POLO, I. O.; PEREIRA, W. P.; SILVA, F. S.; FONSECA, E. S.; CALDAS, L.V.E. Contribution of the Scattered Radiation on the Neutron Beam Fluence in the Neutron Calibration Laboratory at IPEN. 14th International Symposium on Radiation Physics, Córdoba, Argentina, 2018.
5. POLO, I.O.; JUNOT, D.O.; CALDAS, L.V.E. TL response of $\text{CaSO}_4\text{:Eu,Ag}$ detectors in $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta radiation beam. WONP 2019, La Habana Cuba, 2019.
6. POLO, I.O.; SOUZA, S.W.; CALDAS, L.V.E. An extrapolation chamber for the establishment of a primary radiation standard in ^{85}Kr and ^{147}Pm beta radiation beams. Conference ICDA-3. 3rd International Conference on Dosimetry and its Applications, Lisbon, Portugal, 2019.
7. POLO, I.O.; SOUZA, S.W.; CALDAS, L.V.E. Determination of the angular dependence factors of an extrapolation chamber by the Monte Carlo method. Encontro de Outono da SBF, Aracajú, SE, Brasil, 2019.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABNT, ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Energia nuclear – Radiação beta de referência. Parte 2: Fundamentos de calibração relacionados às grandezas básicas que caracterizam o campo de radiação.** Norma brasileira, 2017. (ABTN NBR ISO 9680-2).

AKSELROD, M.S.; McKEEVER, S.W.S.; MOSCOVITCH, M.; EMFIETZIGLOU, D.; DURHAM, J.R.; SOARES, C.G. A thin-layer Al_2O_3 beta TL detector. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 66, p. 105-110, 1996.

AKSELROD, M.S.; AGERSNAP LARSEN, N.; WHITLEY, V.; McKEEVER, S.W.S. Thermal quenching of F-center luminescence in $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$. *J. Appl. Phys.*, v.84, p. 3364, 1998.

AKSELROD, A.; AKSELROD, M.S.; AGERSNAP LARSEN, N.; BANERJEE, D.; BOTTER-JENSEN, L.; CHRISTENSEN, P.; LUCAS, A.C.; McKEEVER, S.W.S.; YODER, R.C. Optically stimulated luminescence response of Al_2O_3 to beta radiation. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 85, p. 125-128, 1999.

AKSELROD, M. S.; AKSELROD, A. E. Correlation between OSL and the distribution of TL traps in $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 100, p. 217–220, 2002.

AKSELROD, M. S.; AKSELROD, A. E. New $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C,Mg}$ crystals for radiophotoluminescent dosimetry and optical imaging, *Radiat. Prot. Dosim.* v. 119 (1-4), p. 218–221, 2006.

AKSELROD, M.S.; BØTTER-JENSEN, L.; McKEEVER, S.W.S. Optically stimulated luminescence and its use in medical dosimetry, *Radiat. Meas.*, v. 41 (1), p. S78-S99, 2006.

ALGARVE, F.J. **Caracterização dosimétrica do BeO em feixes de radiodiagnóstico convencional, mamografia e tomografia computadorizada, pelas técnicas de termoluminescência e luminescência opticamente estimulada.** São Paulo. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN/CNEN, São Paulo, 2017.

AMBROSI, P.; BUCHHOLZ, G.; HELMSTADTER, K. The PTB Beta Secondary Standard BSS2 for radiation protection. *J. Instr.*, v. 2, p. 1-33, 2007.

ANDREO, P.; BURNS, D.T.; NAHUM, A.E.; SEUNTJENS, J.; ATTIX, F.H. **Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry.** Wiley-VCH Verlag GmbH & Co., Weinheim, Germany, 2017.

ANTONIO, P.L.; CARVALHO, V.S.; CALDAS, L.V.E. Comparison of calibration results for an extrapolation chamber obtained with different $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ secondary standard sources. *Appl. Radiat. Isot.*, v. 70, p. 388-391, 2012a.

ANTONIO, P.L.; OLIVEIRA, M.L.; CALDAS, L.V.E. Thin $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ thermoluminescent dosimeters for calibration of $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ applicators. **Appl. Radiat. Isot.**, v. 70, p. 790-793, 2012b.

ANTONIO, P.L. **Estabelecimento de Padronização Primária e de Métodos Relativos com o Uso de Técnicas Luminescentes em Dosimetria da Radiação Beta.** São Paulo. Tese (Doutoramento) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN/CNEN, São Paulo, 2013.

ANTONIO, P.L. XAVIER M; CALDAS, L.V.E. Böhm extrapolation chamber: Study of its behaviour in beta radiation fields at the Calibration Laboratory of IPEN. **Radiat. Phys. Chem.**, v.104, p. 310–315, 2014.

AZORIN, J.N. Thermoluminescence dosimetry (TLD) and its application in medical physics. **AIP Conf. Proc.**, v. 724, p. 20-27, 2004.

BAKSHI, A.K.; VANDANA, S.; PALANI SELVAM, T.; CHOUGAONKAR, M.P.; MAYYA, Y.S. Measurement of the output of ISO recommended beta sources with an extrapolation chamber. **Radiat. Meas.**, v.53-54, p. 50-55, 2013.

BAMBYNEK, M. Development of a multi-electrode extrapolation chamber as a prototype of a primary standard for the realization of the unit of the absorbed dose to water for beta brachytherapy sources. **Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A**, v. 492, p. 264–275, 2002.

BEHRENS, R.; HELMSTÄDTER, K.; AMBROSI, P.; BORDY, J.-M.; LECANTE, C.; BOVI, M.; JOKELAINEN, I.; SOARES, C.G.; SAULL, P.R.B.; KHARITONOV, I.A.; FEDINA, S.; KUROSAWA, T.; KATO, M. International comparison of extrapolation chamber measurements of the absorbed dose rate in tissue for beta radiation – EUROMET project n. 739: Final Report. **Metrologia**, v. 44, p. 1-27, 2007.

BEHRENS, R.; FEDINA, S.; OBORIN, A. Direct comparison of extrapolation chamber measurements of the absorbed dose rate for beta radiation between PTB (Germany) and VNIIM (Russia). **Metrologia**, v. 48, p. 317-323, 2011.

BEHRENS, R. Simulation of the radiation fields of the Beta Secondary Standard BSS2. **J. Instr.**, 8, P02019, 2013.

BEHRENS, R. Correction factors for the ISO rod phantom, a cylinder phantom, and the ICRU sphere for reference beta radiation fields of the BSS 2. **J. Instr.**, 10, P03014, 2015.

BENAVENTE, C.J.A. **Caracterização de uma Câmara de Extrapolação e Filmes Radiocrômicos para Verificação da Coerência Metrológica entre Campos Padrões de Radiação Beta.** Dissertação (Mestrado). Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, CDTN/CNEN, Belo Horizonte, 2011.

BÖHM, J. **The National Primary Standard of the PTB for realizing the unit of the absorbed dose rate to tissue for beta radiation.** Braunschweig, Germany: Physikalisch-Technische Bundesanstalt, PTB-Dos-13: 1986.

BÖHM, J.; SCHNEIDER, U. Review of extrapolation chamber measurements of beta ray and low energy X rays. **Radiat. Prot. Dosim.**, v.14, p.193-198, 1986.

BOS, A. J. J.; PETERS, T. M.; GÓMEZ ROS, J. M.; DELGADO, A. An Intercomparison of Glow Curve Analysis Computer Programs: I. Synthetic Glow Curves. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 47, p. 473–477, 1993.

BOS, A. J. J., PETERS, T. M., GÓMEZ ROS, J. M. DELGADO, A. An Intercomparison of Glow Curve Analysis Computer Programs: II. Measured Glow Curves. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 51, p. 257–264, 1994.

BOS, A.J.J. Thermoluminescence as a research tool to investigate luminescence mechanisms. **Materials (Basel)**, v.10, p. 1357-1369, 2017.

BØTTER-JENSEN, L.; McKEEVER, S.W.S.; WINTLE, A.G. **Optically Stimulated Luminescence Dosimetry**. Elsevier, Amsterdam, 2003.

BOUMAN, J. **On the deep-red luminescence of Cr³⁺ in Y₃Al_{5-x}Ga_xO₁₂:Cr³⁺**. MSc thesis, Ghent University, Belgium, 2016.

BROSED, A. **Fundamentos de Física Médica**. Volumen 1: Medida de la Radiación. Universidad Internacional de Andalucía. Sociedad Española de Física Médica, Madrid, 2011.

BRUNZENDORF, J. Depth-dose curves of the beta reference fields ¹⁴⁷Pm, ⁸⁵Kr and ⁹⁰Sr/⁹⁰Y produced by the beta secondary standard BSS2. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 151 (2), p. 211-217, 2012a.

BRUNZENDORF, J. Determination of depth-dose curves in beta dosimetry. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 151 (2), 203–210. 2012b.

BSS2. **Beta Secondary Standard 2. Operation manual**. Isotrak. QSA Global GmbH, 2005.

CAIUT, J. M. A.; FLOCH, N. MESSADDEQ, Y.; DE LIMA, O.J.; ROCHA, L.A.; CIUFFI, K.J.; NASSAR, E.J.; FRIEDERMANND, G.R.; RIBEIRO, S.J.L. Cr³⁺ doped Al₂O₃ obtained by non-hydrolytic sol-gel methodology. **J. Braz. Chem. Soc.**, v.30 (4), p.1-8, 2019.

CALDAS, L.V.E. **Alguns Métodos de Calibração e de Dosimetria de Radiação Beta**. Tese (Doutoramento). Instituto de Física da Universidade de São Paulo, 1980.

CALDAS, L.V.E. Performance characteristics of an extrapolation chamber for beta radiation detection. **Appl. Radiat. Isot.**, v. 37, p. 988-990, 1986.

CAMPOS, L.L.; LIMA, M.F. Thermoluminescent CaSO₄:Dy Teflon pellets for beta radiation detection. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 18, p. 95-97, 1987.

CEA, RAPPORT CEA-R-5234. **Mesure des Doses Absorbées dans des Champs de Rayonnements Beta Homogenes a l'Aide d'une Chambre**

d'Ionisation a Cavite Variable. Centre d'Etudes Nulcéaires de Grenoble. Service de Documentation. Commissariat a L'Energie Atomique, Saclay, 1983.

CHEN, R.; McKEEVER, S.W.S. **Theory of Thermoluminescence and Related Phenomena.** World Scientific Publishing, London, 1997.

CHITHAMBO, M.L. A method for kinetic analysis and study of thermal quenching in thermoluminescence based on use of the area under an isothermal decay-curve. **J. Lumin.**, v. 151, p. 235-243, 2014.

CONTENO, G.; MALISAN, M.R.; PADOVANI, R. Response of thermoluminescence dosimeters to beta radiation and skin dose measurement. **Phys. Med. Biol.**, v. 29, p. 661-678, 1984.

CROSS, W.G. Empirical expressions for beta ray point source dose distributions. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 69, p. 85-96, 1997.

DELGADO, A.; GÓMEZ ROS, J. M. Computerised Glow Curve Analysis: A Tool for Routine Thermoluminescence Dosimetry. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 96, p.127-132, 2001.

DIAS, S. K. **Desenvolvimento de uma câmara de extrapolação como instrumento de referência para dosimetria de radiação beta.** Tese (Doutoramento). Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, 1996.

DIAS, S. K.; CALDAS, L. V. E. Characteristics of an extrapolation chamber for beta ray protection level measurements. **J. Appl. Phys.**, v. 89 (1), p. 671-673, 1999.

DING, G.X.; MALCOLM, A.W. An optically stimulated luminescence dosimeter for measuring patient exposure from imaging guidance procedures. **Phys. Med. Biol.**, v. 58, p. 5885-5897, 2013.

DTU NUTECH. **Guide to "The Riso TL/OSL Reader"**. Denmark: DTU Nutech, 2015.

DUPREEZ, M.L. An extrapolation chamber with electrode spacing varied by remote-control. **S. Afr. J. Sc.**, v. 83, p.178, 1987.

FAILLA, G. The measurements of tissue dose in terms of the same unit for all ionizing radiations. **Radiology**, v. 29, p. 202-215, 1937.

FARIA, F.P.; REYNALDO, S.; FONSECA, T.C.F.; LACERDA, M.A.S.; DA SILVA, T.A. Monte Carlo simulation applied to the characterization of an extrapolation chamber for beta radiation dosimetry. **Radiat. Phys. Chem.**, v. 116, p. 226-230, 2015.

FAW, R.E.; SWINTH, K.L. Fluence-to-dose coefficient angular dependence factors for rod and pillar phantoms irradiated by broad beams of beta particles. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 78 (1), p. 213-220, 1998.

FERREIRA, H.R.; SANTOS, A. Preparation and characterisation of a SOL-GEL α -Al₂O₃ polycrystalline detector. ***Radiat. Prot. Dosim.***, p. 1-7, 2014.

FURETTA, C.; WENG, P. **Operational Thermoluminescence Dosimetry**. Singapura: World Scientific Publishing, 1998.

FURETTA, C. **Questions and Answers on Thermoluminescence (TL) and Optically Stimulated Luminescence (OSL)**. Londres: World Scientific Publishing, 2008.

GAFT, M.; REISFIELD, R.; PANCZER, G. **Modern Luminescence Spectroscopy of Minerals and Materials**. Cham: Springer, 2015.

GENNA, S., LAUGHLIN, J.S. Absolute calibration of cobalt-60 gamma ray beam. ***Radiology***, v. 65, p.394–405, 1955.

GÖKSU, H.Y.; BULUR, E.; WAHL, W. Beta dosimetry using thin-layer α -Al₂O₃:C TL detectors. ***Radiat. Prot. Dosim.***, v. 84, p. 451-455, 1999.

HANSEN, J. B.; CULBERSON, W. S.; DEWERD, L. A. Windowless extrapolation chamber measurement of surface dose rate from a ⁹⁰Sr/⁹⁰Y ophthalmic applicator. ***Radiat. Meas.***, v.108, p. 34-40, 2018.

HOROWITZ, Y. S.; MOSCOWITCH, M. LiF-TLD In The Microgray Dose Range via Computerised Glow curve Deconvolution and Background Smoothing. ***Radiat. Prot. Dosim.***, v. 17, p. 337–342, 1986.

HOROWITZ, Y. S.; YOSSIAN, D. Computerised Glow Curve Deconvolution: Application to Thermoluminescence Dosimetry. ***Radiat. Prot. Dosim.***, v. 60 (1), p. 3, 1995.

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of radiation protection monitoring instruments**. Vienna: IAEA, 2000 (IAEA-SRS 16).

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy**. Vienna: IAEA, 2002 (IAEA-TECDOC-1274).

ICRU, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Dosimetry of external beta rays for radiation protection**. Bethesda: ICRU, 1997. (ICRU Report 56).

ICRU, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources**. v. 4 (2), Bethesda, M.D. ICRU, 2004 (ICRU Report n. 72).

ICRU, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Fundamental quantities and units for ionizing radiation**. Oxford University Press, 2011 (ICRU Report n. 85).

IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical electrical equipment dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy**. Geneve: IEC, 60731, 2011.

INMETRO, INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, QUALIDADE E TECNOLOGIA. **Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos Fundamentais e Gerais e Termos Associados**. 1ª ed. Rio de Janeiro: Luso-Brasileira - INMETRO, 2012 a.

INMETRO. **Avaliação de Dados de Medição – Guia para a Expressão de Incerteza de Medição – GUM 2008**. Duque de Caxias: INMETRO/CICMA/SEPIN, 2012 b.

INMETRO, INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, QUALIDADE E TECNOLOGIA. Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI) do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD/CNEN). Site: <http://www.inmetro.gov.br/metcientifica/ionizantes.asp>. Acessado em 2019.

ISO, INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **Nuclear energy – Radiation protection – Individual thermoluminescence dosimeters for extremities and eyes**. Genève: ISO, 2000 (ISO 12794:2000(E)).

ISO, INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **Nuclear energy – Reference beta-particle radiation – Part 2: Calibration fundamentals related to basic quantities characterizing the radiation fields**. Genève: ISO, 2004 (ISO/FDIS 6980-2:2004).

ISO, INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **Nuclear energy – Reference beta particle radiation – Part 1: Methods of production**. Genève: ISO, 2006 (ISO 6980-1:2006).

KALITA, J.M.; CHITHAMBO, M.L. Thermoluminescence of α -Al₂O₃:C,Mg: Kinetic analysis of the main glow peak. **J. Lumin.**, v. 182, p. 177-182, 2017a.

KALITA, J.M.; CHITHAMBO, M.L. Comprehensive kinetic analysis of thermoluminescence peaks of α -Al₂O₃:C,Mg. **J. Lumin.**, v. 185, p. 72-82, 2017b.

KASE, K.R.; BJAERNGARD, B.E.; ATTIX, F.H. **Dosimetry of Ionizing Radiation**. New York: Academic Press, vol. 2, 1987.

KEITHLEY, Model 6517B Electrometer. **Reference Manual**. Keithley Instruments, Inc. Document Number: 6517B-901-01 Rev. B, 2009.

KIRK, B.L. Overview of Monte Carlo radiation transport codes. **Radiat. Meas.**, v. 45, p. 1318-1322, 2010.

KNOLL, G. **Radiation Detection and Measurement**. New York: John Wiley and Sons, 2004.

KITIS, G. Confirmation of the influence of thermal quenching on the initial rise method in α -Al₂O₃:C. **Phys. Stat. Sol. (a)**, v.191, p.621-627, 2002.

KUMAR, M.; DHABEKAR, B.; MENON, S.; BAKSHI, S.; UDHAYAKUMAR, J.; M. CHOUGAONKAR, P.; MAYYA, Y. Beta response of $\text{LiMgPO}_4\text{:Tb,B}$ based OSL discs for personnel monitoring applications. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 155, p. 410–417, 2013.

KUMAR, M.; RAKESH, R.B.; SNEHA, C.; RATNA, P.; BAKSHI, A.K.; DATTA, D. Beta response of $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ based thermoluminescent dosimeter badge and its angular dependence studies for personnel monitoring applications. *Radiat. Prot. Environ.*, v. 39, p. 132-137, 2016.

LAKSHMANAN, A.R.; CHANDRA, B.; PRADHAN, A.S.; KHER, R.K.; BHATT, R.C. The development of thin $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ Teflon TL dosimeters for beta dosimetry in personnel monitoring. *Int. J. Appl. Radiat. Isot.*, v. 31, p.107-110, 1980.

LARSON, E. **Dosimetrical Studies on a Tissue Level using the MCNP4c2 Monte Carlo Simulations**. Master of Science thesis - Lund University, Sweden, 2004.

LCI, LABORATÓRIO DE CALIBRAÇÃO DE INSTRUMENTOS. Site: <https://www.ipen.br>. Acessado em 2019.

LIMA MANFRINI, F. **Projeto e Construção de um Sistema de Posicionamento Microcontrolado e uma Câmara de Ionização a Volume Variável**. Dissertação (Mestrado), Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2007.

LNMRI, LABORATÓRIO NACIONAL DE METROLOGIA DAS RADIAÇÕES IONIZANTES. Site: www.ird.gov.br. Acessado em 2019.

LOEVINGER, R. Extrapolation chamber for the measurement of beta source. *R. Scien. Ins*, v.24, n.10, p. 907-914, 1953.

LOEVINGER, R.; TROTT, N. G. Design and Operation of an Extrapolation Chamber with Removable Electrodes. *Int. J. Appl. Radiat. Isot.*, v. 17, p.103-111, 1966.

LU, S.; CHUNFENG, H.; SHENGHU, Z.; AMIYA, M.; QING, H. Phase-dependent photoluminescence behavior of Cr-doped alumina phosphors. *Opt. Mat.*, v. 35, p. 1268-1272, 2013.

MANSON, D.J.; VELKLEY, D.; PURDY, J.A.; OLIVER, G.D. Measurements of surface dose using build-up curves obtained with an extrapolation chamber. *Radiology*, v.115, p. 473–474, 1975.

MANCOSU, P.; RIPAMONTI, D.; VERONESE, I.; CANTONE, M.C.; GIUSSANI, A.; TOSI, G. Angular dependence of the TL reading of thin $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dosimeters exposed to different beta spectra. *Radiat. Prot. Dosim.*, v.113, p. 359-365, 2005.

MANCOSU, P.; CANTONE, M.C.; VERONESE, I.; GIUSSANI, A. Spatial distribution of beta extremity doses in nuclear medicine: A feasibility study with thin $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ TLDs. *Phys. Med.*, v. 26 (1), p. 44-48, 2010.

McKEEVER, S.W.S. On the analysis of complex thermoluminescence glow curves: Resolution into individual peaks. **Phys. Stat. Sol.**, v. a (62), p. 331–340, 1980.

McKEEVER, S.W.S. **Thermoluminescence of Solids**. Cambridge: Cambridge University Press, 1985.

McKEEVER, S.W.S.; MOSCOVITCH, M.; TOWNSEND, P.D. **Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses**. Ashford: Nuclear Technology Publishing, 1995.

MCNP. **MCNP: A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5, Volume I: Overview and Theory**, LA-UR-03-1987, Los Alamos National Laboratory, 2008.

NAGPAL, J.S.; VARADHARAJAN, G.; JAKHETA, A.P.; VENKATRAMAN, G. Selected studies with CaSO₄:Dy Teflon TL dosimeters for beta monitoring. **J. Med. Phys.**, v. 21, p. 46-48, 1996.

NASCIMENTO, L.F.; SALDARRIAGA, C.V.; VANHAVERE, F.; D'AGOSTINO, E.; DEFRAENE, G.; DE DEENE, Y. Characterization of OSL Al₂O₃:C droplets for medical dosimetry. **Radiat. Meas.**, v.56, p. 200-204, 2013.

NEVES, L.P.; SILVA, E.A.B.; PERINI, A.P.; MAIDANA N.L.; CALDAS, L.V.E. Characterization of an extrapolation chamber for low-energy X-rays: Experimental and Monte Carlo preliminary results. **Appl. Radiat. Isot.**, v. 70, p. 1388–1390, 2012.

NIST, NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY. **Calibration Laboratories: Technical guide for ionizing radiation measurements**. Washington: U.S. Government Printing Office, 2004 (NIST Handbook 150-2D).

NIST, NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY. **Ionizing Radiation Division: Protection-level beta particle source & instrument calibrations**. IRD-P-10, p. 1-39, 2010.

NIST. NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY. Disponível em <http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/index.cfm>. Acessado em 2019.

NYIRENDA, A.N.; CHITHAMBO, M.L. Spectral study of radioluminescence in carbon-doped aluminium oxide. **Radiat. Meas.**, v. 120, p. 89-95, 2018.

OGUNDARE, F.O.; OGUNDELE, S.A.; CHITHAMBO, M.L.; FASASI, M.K. Thermoluminescence characteristics of the main glow peak in α -Al₂O₃:C exposed to low environmental-like radiation doses. **J. Lumin.**, v. 139, p. 143-148, 2013.

OLIVEIRA, M. L.; CALDAS, L. V. E. A special mini-extrapolation chamber for calibration of ⁹⁰Sr+⁹⁰Y sources. **Phys. Med. Biol.**, v. 50, p. 2929-2936, 2005a.

OLIVEIRA, M. L.; CALDAS, L. V. E. Características pré-operacionais de uma minicâmara de extrapolação para calibração de fontes de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$. **Revista Brasileira de Física Médica**, v.1 (1), p. 20-26, 2005b.

OLIVEIRA, M.L.; CALDAS, L.V.E. Performance of thin CaSO_4 : Dy pellets for calibration of a $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ source. **Nucl. Instr. Meth. Phys. Res.**, v. 580, p. 293-295, 2007.

OWEN, B. Factors for converting beta-ray dose rates measured in air to dose rates in tissue. **Phys. Med. Biol.**, v.18, p. 355-368, 1973.

PAGONIS, V.; KITIS, G.; FURETTA, C. **Numerical and Practical Exercises in Thermoluminescence**. USA: Springer Science+Business Media, 2006.

PAGONIS, V.; ANKJÆRGAARD, C.; MURRAY, A.S.; JAIN, M.; CHEN, R.; LAWLESS, J.; GREILICH, S. Modelling the thermal quenching mechanism in quartz based on time-resolved optically stimulated luminescence. **J. Lumin.**, v.130, p. 902-909, 2010.

PINTO, T.N.O.; CECATTI, S.G.P.; GRONCHI, C.G.; CALDAS, L.V.E. Application of the OSL technique for beta dosimetry. **Radiat. Meas.**, v. 43, p. 332-334, 2008.

PINTO, T.N.O.; ANTONIO, P.L.; CALDAS, L.V.E. Measuring TL and OSL of beta radioisotopes inside a glove box at a Radiopharmacy Laboratory. **Radiat. Meas.**, v. 46, p. 1847-1850, 2011.

PITERS, T. M. **A Study into the Mechanism of Thermoluminescence in a LiF:Mg,Ti Dosimetry Material** - Delft : Interfaculty Reactor Institute, Delft University of technology. -111. Thesis Technische Universiteit Delft, 1993.

PODGORSÁK, E.B. **Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and Students**. Vienna: International Atomic Energy Agency (IAEA), 2005.

PRO, Ocean Optics QE65 Pro Data Sheet. http://www.Ocean_Optics.com. (Acessado em 2019).

PRUITT, J.S.; SOARES, C.G.; EHRLICH, M. **NBS measurement services: calibration of beta particle radiation instrumentation and sources**. Natl. Bur. Stand. (U.S.), Special Publication 250-21. Washington: U.S. Government Printing Office, 1988.

PTB, PHYSIKALISCH-TECHNISCHE BUNDESANSTALT. **Calibration certificate of $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ source**. PTB-6.61/37, Braunschweig, 1981a.

PTB, PHYSIKALISCH-TECHNISCHE BUNDESANSTALT. **Calibration certificate of $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ source**. PTB-6.61/25, Braunschweig, 1981b.

PTB, PHYSIKALISCH-TECHNISCHE BUNDESANSTALT. **Calibration certificate of ^{85}Kr source**. PTB-6.34-BSS2_04, Braunschweig, 2005 a.

PTB, PHYSIKALISCH-TECHNISCHE BUNDESANSTALT. **Calibration certificate of ^{147}Pm source**. PTB-6.34-BSS2_04, Braunschweig, 2005 b.

PTB, PHYSIKALISCH-TECHNISCHE BUNDESANSTALT. **Calibration certificate of $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ source.** PTB-6.34-BSS2_04, Braunschweig, 2005 c.

PTW, PHYSIKALISCH-TECHNISCHE WERKSTÄTTEN. Instruction Manual – **Extrapolation Chamber according to Böhm**, Type 23392. Freiburg: PTW, 2002.

PUCHALSKA, M.; BILSKI, P. GlowFit - a new tool for thermoluminescence glow-curve deconvolution. ***Radiat. Meas.***, v. 41 (6), p. 659-664, 2006.

RAVICHANDRAN, R.; BINUKUMAR, J.P.; SIVAKUMAR, S.S.; KRISHNAMURTHY, K.; DAVIS, C.A. Extrapolation chamber mounted on Perspex for calibration of high energy photon and electron beams from a clinical linear accelerator. ***Med. Phys.***, v. 34, p. 31–36, 2009.

REYNALDO, S. R. **Avaliação das Características Metrológicas do Sistema Padrão Secundário BSS2 para Calibração de Dosímetros em Campos de Radiação Beta.** Dissertação (Mestrado), Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2005.

REYNALDO, S. R. **Caracterização de uma Câmara de Extrapolação como Padrão Primário para Medições da Dose Absorvida em Campos de Radiação Beta.** Tese (Doutoramento). Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, CDTN/CNEN, Belo Horizonte, 2015.

REYNALDO, S. R.; BENAVENTE, J. A.; Da SILVA, T. A. Verification of absorbed dose rates in reference beta radiation fields: Measurements with an extrapolation chamber and radiochromic film. ***Appl. Radiat. Isot.***, v. 117, p. 82-85, 2016.

REYNAERT, N.; PALMANS, H.; THIERENS, H.; JERAJ, R. Parameter dependence of the MCNP electron transport in determining dose distributions. ***Med. Phys.***, v. 29, p. 2446-2454, 2002.

RODRIGUEZ, M.G.; DENIS, G.; AKSELROD, M.S.; UNDERWOOD, T.H.; YUKIHARA, E.G. Thermoluminescence, optically stimulated luminescence and radioluminescence properties of $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C,Mg}$. ***Radiat. Meas.***, v. 46 (12), p. 1469-1473, 2011.

ROMERO, M.L.; GASCÓ, C.; GARCÍA-TORAÑO, E.; GONZÁLEZ, J.A.; HERAS, M.C.; MONTERO, M.; NUÑEZ-LAGOS, R. **Procedimiento para la evaluación de incertidumbres en la determinación de la radiactividad ambiental.** Colección Informes Técnicos 11.2003, Serie Vigilancia Radiológica Ambiental, Procedimiento 1.4. Consejo de Seguridad Nuclear, 2003.

ROTMAN, S. R.; WARDE, C.; TULLER, H. L.; HAGGERTY, J. Defect-property correlations in garnet crystals. V. Energy transfer in luminescent yttrium aluminum–yttrium iron garnet solid solutions. ***J. Appl. Phys.***, v. 66, p. 3207-3210, 1989.

SAIDI, P.; SADEGHI, M.; TENREIRO, C. **Theory and applications of Monte Carlo simulations in nuclear engineering field.** (Chapter 7) InTech: <http://dx.doi.org/10.5772/53384>, 2013.

SCHNEIDER, U. Kalibrierung von Therapiedosimetern im Phantom für Röntgenstrahlung. In: Bunde E (Hrsg): **Medizinische Physik**. p. 143-148, 1982.

SELVAM, P. T.; SAULL, P. R. B.; ROGERS, D. W. O. Monte Carlo modelling of the response of NRC's $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ primary beta standard. **Med. Phys.**, v 32, p. 3084-3094, 2005.

SOARES, C.G.; VYNCKIER, S.; JÄRVINEN, H.; CROSS, W.G.; SIPILÄ, P.; FLÜHS, D.; SCHAEKEN, B.; MOURTADA, F.A.; BASS, G.A.; WILLIAMS, T.T. Dosimetry of beta-ray ophthalmic applicators: Comparison of different measurement methods. **Med. Phys.**, v. 28, p. 1373-1384, 2001.

SWINTH, D.R.; SISK, D.R.; SELBY, J.M.; VALLARIO, E.J. Evaluation of the instrument correction factors needed in beta dosimetry. Disponível em: www.irpa.net/irpa7/cdrom/VOL.1/S1_18.PDF. Acessado em 2019.

SYMBOLAB, <http://es.symbolab.com/solver/partial-derivative-calculator>. Acessado em 2019.

TAUHATA, L.; SALATI, I.P.A.; PRINZIO, R. Di., PRINZIO M. A. R. R. Di. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos** – 5ª revisão, Rio de Janeiro, IRD/CNEN, 2003.

TAUHATA, L.; SALATI, I.P.A.; PRINZIO, R. Di., PRINZIO M. A. R. R. Di. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos** – 10ª revisão, Rio de Janeiro, IRD/CNEN, 2014.

TSOULFANIDIS N. **Measurement and Detection of Radiation**. Second edition, Taylor & Francis, Washington DC, 1995.

UWRCL, UNIVERSITY OF WISCONSIN RADIATION CALIBRATION LABORATORY. Site: <https://uwmrrc.wisc.edu/>. Acessado em 2019.

VAHABI, S. M.; ZAFARGHANDI, M.S.; GHASEMI, M.; ALIPOOR, A.; SHAHVAR, A. A prototype of an extrapolation chamber for beta radiation beams of $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$. **J. Radiat. Nucl. Chem.**, v. 301, p. 91–96, 2014.

VALLE, J.F.; GARCIA-GUINEA, F.; CORRECHER, J. V. Espectros de emisión de radioluminiscencia y termoluminiscencia de una leucita de Monte Somma (Italia). **Bol. Soc. Esp. Ceram.**, v. 43, p. 919-924, 2004.

VARNEY, C. R. ; REDA, S. M.; MACKAY, D. T.; ROWE, M. C.; SELIM, F. A. Strong visible and near infrared luminescence in undoped YAG single crystals. **AIP Advances** 1, 042170, 2011.

VOHRA, K.G.; BHATT, R.C.; CHANDRA, B.; PRADHAN, A.S.; LAKSHMANAN, A.R.; SHASTRY, S.S. A personal dosimeter TLD badge based on $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ Teflon TLD discs. **Health Phys.**, v. 38, p. 193-197, 1980.

WHITLEY, V. H.; McKEEVER, S. W. S. Linear modulation optically stimulated luminescence and thermoluminescence techniques in $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 100, p. 61–66, 2002.

WORKSHOP. Dosimetry of Beta Particles and Low Energy X-rays. In: Proceedings of a Workshop, Saclay, 7-9 October 1985. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 14 (2), p. 69-203, 1986.

YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3 (1), p.141-149, 2009.

YOSHOTOMI, H.; KOWATARI, M.; SUZUKI, T. Characteristics of beta reference radiation fields at the facility of radiation standards (FRS), JAEA for their practical applications in beta dosimetry. **Proceedings of the Fourth Asian and Oceanic Congress for Radiation Protection (AOCRP-4)**. [CD-ROM] MAPRACAOCP-4/YSA-4, 2014.

YOSHOTOMI, H.; KOWATARI, M. Influence of the irradiation systems on beta-ray calibration for dosimeters- Characteristics of the beta-ray irradiation systems at the Facility of Radiation Standards (FRS) in JAEA. **Jpn. J. Health Phys.**, v.51, p. 160-166, 2016.

YUKIHARA, E.G.; WHITLEY, V.H.; POLF, J.C.; KLEIN, D.M.; McKEEVER, S.W.S.; AKSELROD, A.E.; AKSELROD, M.S. The effects of deep trap population on the thermoluminescence of $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$. **Radiat. Meas.**, v. 37, p. 627-638, 2003.

YUKIHARA, E.G.; McKEEVER, S.W.S. Optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry in medicine. **Phys. Med. Biol.**, v. 53, p. 351-379, 2008.

YUKIHARA, E.G.; McKEEVER, S.W.S. **Optically Stimulated Luminescence: Fundamentals and Applications**. John Wiley & Sons Ltd, 2011.

ZANKOWSKI, C.E.; PODGORSK, E.B. Ionization gradient chamber in absolute photon and electron dosimetry. **Radiol. Oncol.**, v. 30, p. 138–141, 1996.

ZINK, A.J.C.; VISOCEKAS, R. Datability of sanidine feldspars using the near-infrared TL emission. **Radiat. Meas.**, v. 27 (2), p. 251-261, 1997.

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

**O IPEN é uma Autarquia vinculada à Secretaria de Desenvolvimento, associada
à Universidade de São Paulo e gerida técnica e administrativamente pela
Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do
Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação.**