

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
INSTITUTO DE FÍSICA

LUIS FERNANDO NOGUEIRA PIRES

CONTROLE DE QUALIDADE NA TROCA DA FONTE DE BRAQUITERAPIA DE
ALTA TAXA DE DOSE

Uberlândia - MG

2025

LUIS FERNANDO NOGUEIRA PIRES

**CONTROLE DE QUALIDADE NA TROCA DA FONTE DE BRAQUITERAPIA DE
ALTA TAXA DE DOSE**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
ao Instituto de Física da Universidade Federal
de Uberlândia como requisito parcial para
obtenção do título de bacharel em Física
Médica

Orientador: Prof. Me. Antônio Ariza Gonçalves
Júnior

Uberlândia - MG

2025

LUIS FERNANDO NOGUEIRA PIRES

CONTROLE DE QUALIDADE NA TROCA DA FONTE DE BRAQUITERAPIA DE
ALTA TAXA DE DOSE

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
ao Instituto de Física da Universidade Federal
de Uberlândia como requisito parcial para
obtenção do título de bacharel em Física
Médica.

Banca Examinadora:

Prof. Me. Antônio Ariza Gonçalves Júnior – UFU
Orientador

Prof. Dr. Diego Merigue da Cunha – UFU

Prof. Dr. Lucio Pereira Neves – UFU

Dedico este trabalho aos meus pais, pelo
apoio, carinho e compreensão.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais pelo incentivo, motivação e carinho durante toda minha graduação.

Agradeço ao professor e amigo Antônio Ariza pela orientação nesta caminhada acadêmica.

Agradeço aos meus amigos, que me acompanharam ao longo da graduação.

Agradeço ao HC-UFG/EBSERH, em especial à equipe do setor de radioterapia, pelo apoio técnico e pela disponibilidade dos recursos e instalações necessários para a realização deste trabalho.

“Ninguém ignora tudo. Ninguém sabe tudo. Todos nós sabemos alguma coisa. Todos nós ignoramos alguma coisa.”

(FREIRE, 2002, p. 69)

RESUMO

A eficácia dos tratamentos de braquiterapia é diretamente relacionada à dose de radiação administrada. Grandes diferenças entre a dose prescrita pelo médico e a recebida pelo paciente podem aumentar significativamente o risco de lesões nos tecidos saudáveis ou reduzir a probabilidade de sucesso no controle tumoral. Por isso, é fundamental que os tratamentos de braquiterapia apresentem variações mínimas na dose prescrita, de maneira a garantir o controle do tratamento. Fontes de Irídio-192, comumente usadas em serviços de braquiterapia de alta taxa de dose, sempre que substituídas, devem passar por um procedimento de calibração antes de serem usada em tratamentos. Esse procedimento é apenas um dos processos necessários para assegurar que os pacientes receberão a dose prescrita. Neste trabalho, foram descritos os procedimentos de calibração da fonte de Ir-192 utilizando a câmara tipo-poço, além da avaliação prática dos procedimentos adotados pelo Hospital de Câncer da Universidade Federal de Uberlândia (HC-UFG/EBSERH) para a calibração. A análise foi realizada com base nos protocolos estabelecidos pelos órgãos reguladores, verificando-se que tanto a fonte quanto os procedimentos estão em conformidade com as especificações exigidas para o funcionamento do serviço de radioterapia. Destacou-se também a importância da calibração como etapa do controle de qualidade, para garantir precisão na dose administrada durante os tratamentos, contribuindo, assim, para a segurança e eficiência dos tratamentos de braquiterapia.

Palavras-chave: protocolos dos órgãos reguladores; braquiterapia de alta taxa de dose; controle de qualidade; câmara tipo-poço; calibração da fonte de Irídio-192.

ABSTRACT

The efficacy of brachytherapy treatments is directly related to the radiation dose administered. Large discrepancies between the dose prescribed by the doctor and the dose received by the patient can significantly increase the risk of damage to healthy tissues or reduce the likelihood of successful tumor control. Therefore, it is essential that brachytherapy treatments present minimal variations in dose in order to ensure control of treatment. Iridium-192 sources, commonly used in high-dose rate brachytherapy services, must undergo a calibration procedure before being used in treatments. This is just one of the procedures necessary to ensure that patients receive prescribed dose. This paper describes the calibration procedures for using the Ir-192 source using the well-type chamber, in addition to the practical evaluation of the procedures adopted by the Cancer Hospital of the Universidade Federal de Uberlândia (HC-UFU/EBSERH). An analysis was performed based on the protocols established by the regulatory agencies, verifying that both the source and the procedures comply with the applicable specifications for the proper functioning of the radiotherapy service. It was also highlighted the importance of the step as a quality control stage, to ensure precision in the administered dose during treatments, thus contributing to the safety and efficiency of brachytherapy treatments.

Keywords: regulatory agency protocols; high dose rate brachytherapy; quality control; well-type chamber; Iridium-192 source calibration.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 -	Esquema de decaimento do irídio-192. A primeira parte (a) descreve o decaimento por emissão beta negativo do irídio para platina, incluindo as emissões gama até os átomos de platina alcançar estabilidade. O lado (b) retrata o decaimento por captura de elétron, incluindo as emissões gama necessárias para que os átomos de ósmio alcancem estabilidade. Fonte: Baltas; Sakelliou; Zamboglou (2006, p.158).	16
Figura 2 -	Esquema de uma câmara de ionização tipo poço. Fonte: IAEA (2023, p. 20)	19
Figura 3 -	Câmara de ionização tipo poço HDR 1000 Plus do hospital das clínicas da UFU/EBSERH. Fonte: O Autor	20
Figura 4 -	Eletrômetro MAX 4000 Plus do hospital das clínicas da UFU/EBSERH. Fonte: O Autor	21
Figura 5 –	Sistema de pós-carregamento de braquiterapia. Fonte: O Autor.	22
Figura 6 -	Figura 6: Perma-Doc Phantom com o filme radiográfico inserido na região de sua escala de medida. A escala de distâncias é visível no Phantom, servindo de referência para a análise dos resultados obtidos no filme após a irradiação. Imagem com parte rasurada (faixa branca) para ocultar assinatura.	23
Figura 7 -	Container de transporte para fontes de Ir-192 para braquiterapia HDR. a) Container de metal lacrado, com peso de 22,5 kg, projetado para transporte de fontes de até 500 GBq (13,5 Ci). b) Container de metal dentro do recipiente com material de absorção de impacto, garantindo segurança durante o transporte. c) Recipiente sinalizado conforme os padrões internacionais para transporte de elementos radioativos. Fonte: O Autor.	30
Figura 8 -	Procedimento de retirada da fonte de Ir-192. O GammaMed Plus é conectado ao container de transporte através do catéter, conforme mostrado na imagem, para realizar a troca da fonte do GammaMed Plus. Fonte: O Autor.	31

Figura 9 -	Perma-Doc Phantom com o catéter conectado. O filme radiográfico está posicionado na região de sua escala de medida, permitindo a verificação do deslocamento e posicionamento da fonte durante o teste. A imagem destaca a posição do catéter como referência para o movimento da fonte dentro do Phantom. Imagem com parte rasurada (faixa branca) para ocultar assinatura.	33
Figura 10 -	Filme irradiado evidenciando as marcações de escala do Phantom e os pontos escurecidos resultantes da irradiação da fonte de Ir-192. Os pontos escurecidos correspondem às áreas de radiação emitida pela fonte, enquanto os traços verticais servem como referência para a verificação da precisão do deslocamento e posicionamento da fonte durante o teste.	36
Figura 11 -	Curva de sensibilidade para a câmara de ionização tipo poço	40
Figura 12 -	Curva de sensibilidade para a câmara de ionização tipo poço. A regressão polinomial de grau 3 é utilizada para traçar o comportamento da curva no intervalo, representada pela linha contínua vermelha. Através da análise da derivada, o ponto de menor variação é identificado, o qual é mostrado pelo traço pontilhado vertical e horizontal preto.	41

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Informações sobre a fonte de Ir-192 na data da fabricação. Fonte: O Autor (2025)	37
Tabela 2 -	Informações certificado de calibração da câmara e do eletrômetro. Fonte: O Autor (2025)	38
Tabela 3 -	Medidas de carga para o teste de fuga. Fonte: O Autor (2025)	38
Tabela 4 -	Dados de leitura por posição referentes ao teste para determinação do ponto ideal da câmara tipo poço. Fonte: O Autor (2025)	39
Tabela 5 -	Medidas de corrente para as tensões de 300 e 150V. Fonte: O Autor (2025)	42
Tabela 6 -	Medidas de pressão e temperatura para determinar fator de correção K_{tp} . Fonte: O Autor (2025)	43
Tabela 7 -	Comparação das taxas de kerma no ar de referência e atividades obtidas na calibração realizada no hospital com os valores obtidos através dos dados do fabricante. Fonte: O Autor (2025)	44

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BT	Braquiterapia
HDR	High Dose Rate (Alta Taxa de Dose)
LDR	Low Dose Rate (Baixa Taxa de Dose)
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação
EBSERH	Empresa Brasileira de Serviços Hospitalares
KERMA	Kinetic Energy Released in Matter Energia Cinética Liberada por Unidade de Massa
IAEA	International Atomic Energy Agency Agência Internacional de Energia Atômica

SUMÁRIO

1	Introdução	12
2	Fundamentação Teórica.....	14
2.1	Breve Histórico do Uso da Radioatividade em Braquiterapia	14
2.2	Irídio	15
2.2.1	Fonte de Irídio-192	17
2.3	Controle de Qualidade	17
2.4	Câmara de Ionização Tipo Poço	18
2.5	Eletrômetro	20
2.6	Sistema Pós-Carregamento Gammamed Plus	21
2.7	Perma-Doc Phantom	22
2.8	Grandezas Físicas	23
2.8.1	Kerma	24
2.8.2	Taxa de Kerma no Ar de Referência	24
2.8.3	Decaimento Radioativo e Atividade.....	24
2.8.4	Atividade Aparente.....	25
2.9	Taxa de Kerma no Ar de Referência com Câmara Tipo Poço.....	25
2.9.1	Fator de Calibração do Eletrômetro (Kelet).....	25
2.9.2	Fator de Correção de Temperatura e Pressão (K_{tp}).....	26
2.9.3	Fator de Recombinação Iônica (K_s)	26
2.9.4	Fator de Calibração da Câmara Tipo Poço em Termos da Taxa de Kerma no Ar de Referência (N_{kr}).....	27
2.9.5	Influências do Ambiente	27
2.10	Influência da Posição da Fonte na Câmara de Ionização	28
3	Materiais e Métodos.....	29
3.1	Materiais.....	29
3.2	Metodologia.....	29
3.2.1	Troca da Fonte	29
3.2.2	Determinação do Kerma no Ar com Hdr 1000 Plus.....	34
4	Resultados e Discussão	36
4.1	Teste de Posicionamento da Fonte com Auxílio do Filme Radiográfico	36
4.2	Dados da Fonte e dos Certificados de Calibração da Câmara e Eletrômetro	37

4.3 Teste de Fuga	38
4.4 Determinação do Ponto Ideal da Câmara Tipo Poço.....	39
4.5 Determinação da Taxa De Kerma no Ar de Referência	42
6 Considerações Finais	46
Referências	47
Anexo A – Planilha de Auxílio Disponibilizada Pelo Inca	51
Anexo B – Modelo de Regressão Polinomial	52

1 INTRODUÇÃO

A radioterapia é uma modalidade de tratamento utilizada para combater e controlar células de tumores benignos ou cancerígenos. Neste tipo de terapia, utilizam-se radiações ionizantes, como fótons e elétrons de alta energia, provenientes de uma fonte radioativa ou de um acelerador linear. (INCA, 2023)

A radioterapia pode ser dividida em dois tipos: teleterapia e braquiterapia.

A radioterapia de feixe externo, conhecida como teleterapia, é um tipo de tratamento realizado com feixes de radiação à uma distância de 60 a 100cm do paciente. (BRASIL, 2000)

Já a Braquiterapia é uma modalidade de radioterapia na qual são inseridos isótopos radioativos em contato ou nas localidades da lesão que será tratada. Esse tipo de tratamento é dividido em braquiterapia de baixa taxa de dose (LDR) e braquiterapia de alta taxa de dose (HDR). Na LDR as fontes radioativas possuem atividade de até 2 Gy/h. Essa atividade baixa exige que os pacientes sejam internados e fiquem um longo período com as fontes para receber dose suficiente para combater as lesões. Por outro lado, na braquiterapia de alta taxa de dose as fontes possuem atividades maiores que 12 Gy/h. Nesse tipo de tratamento, os procedimentos duram apenas alguns minutos, e os pacientes têm alta após o procedimento, não necessitando de internação. (ESTEVES; OLIVEIRA; FEIJÓ, 2004).

O Irídio-192 é um dos isótopos mais utilizados em fontes de BT HDR devido sua alta atividade específica permitir a criação de fontes da ordem de GBq, proporcionando tempo de tratamento de alguns minutos. Além disso, seu tempo de meia vida (73,83 dias) é ideal, permitindo correções diárias em sua atividade de aproximadamente 1% (BALTAS; SAKELLIOU; ZAMBOGLOU, 2006).

Devido à utilização de radiações de alta energia (da ordem de MeV) os serviços de radioterapia são regulamentados pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, e devem seguir os protocolos estabelecidos na norma 6.10 para garantir a segurança da equipe médica e dos pacientes. (BRASIL, 2021)

No que se refere ao controle de qualidade em BT HDR com Ir-192, um dos principais procedimentos ordenados pela CNEN que os hospitais precisam realizar é a calibração da fonte sempre que houver troca. (BRASIL, 2000b)

Sendo assim, neste trabalho, o foco será em descrever os procedimentos realizados pelos físicos médicos na troca da fonte de Ir-192 de BT HDR. A partir disso, busca-se, apresentar os princípios físicos aplicados durante a troca da fonte, ressaltando a importância do controle de

qualidade nesse processo, alinhando as práticas às exigências da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), que regulamenta os serviços de radioterapia no Brasil.

O trabalho será dividido em duas partes. A primeira teórica, buscando em livros, artigos, dissertações e normas de calibração instrumentos e grandezas físicas necessárias para compreender como deve ser realizada a calibração, e a parte prática, com a realização da calibração da fonte no Hospital do Câncer-UFU/EBSERH, e descrição dos procedimentos realizados e resultados.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 BREVE HISTÓRICO DO USO DA RADIOATIVIDADE EM BRAQUITERAPIA

Em 1895, Wilhelm Conrad Roentgen percebeu que um material fluorescente começou a brilhar durante seus experimentos com raios catódicos em tubos de vidro a vácuo, e que o brilho continuava a aparecer mesmo ao revestir o tubo com uma espécie de papel preto. Ele então investigou essa radiação e descobriu que o material estava emitindo um tipo de radiação invisível que podia atravessar objetos opacos e registrar imagens em uma chapa fotográfica. Roentgen nomeou essa radiação de Raios-X. (SCAFF, 1997)

Em 1896, Antoine Henri Becquerel descobriu, durante seus estudos sobre fluorescência e fosforescência, que o urânio emitia um tipo de radiação capaz de atravessar objetos, da mesma forma que os Raios-X. Seus estudos apontaram que essa radiação era originária do urânio e não estava relacionada ao fenômeno de fluorescência. No entanto, ele não conseguiu explicar o fenômeno. (KEMİKLER, 2019)

Em 1898, Marie e Pierre Curie começaram a investigar o fenômeno registrado por Becquerel. O casal conseguiu medir a radiação proveniente do urânio, observando que essa radiação estava relacionada ao material e era diretamente proporcional a sua quantidade. O casal descobriu que outros materiais também exibiam esse fenômeno que passou a ser chamado de radioatividade. (XAVIER et al., 2007)

A descoberta da radioatividade por Henri Becquerel em 1896, juntamente com a descoberta de um novo elemento radioativo, o rádio, por Marie e Pierre Curie em 1898 foram essenciais para o surgimento da braquiterapia. Em 1901 Pierre Curie e Becquerel planejaram um experimento de auto exposição à radiação após Friedrich Giesel relatar uma queimadura por exposição em seu braço. Nesse experimento, Pierre Curie expôs seu antebraço a materiais radioativos e realizou registros diários das reações. (BALTAS; SAKELLIOU; ZAMBOGLOU, 2006)

Nesse mesmo ano, Alexandre Danlos e Paul Bloch no St. Louis Hospital em Paris trataram um paciente com lúpus usando sulfato de rádio em um tubo emprestado por Marie e Pierre Curie. (KEMİKLER, 2019, apud PIERQUIN; WILSON; CHASSAGNE, 1987) Segundo Kemikler (2019, apud Aronowitz JN; Aronowitz SV; Robison RF, 2007), dois anos depois, Margareth A. Cleaves registrou o primeiro tratamento de braquiterapia ginecológica. A terapia foi realizada com brometo de rádio, e ajudou a consolidar o uso de braquiterapia para tratamentos médicos.

Com a descoberta do rádio e de seu potencial para tratamentos médicos, iniciou-se a busca por materiais que tivessem as mesmas propriedades. Esses materiais passaram a ser chamados de Radionuclídeos ou isótopos radioativos e foram definidos como materiais cujos átomos têm um arranjo que os torna instáveis, permitindo que emitam energia na forma de radiação em busca de estabilidade. Esses elementos podem ser naturais ou produzidos artificialmente em reatores nucleares. (MCTIC, 2024)

Segundo Pierquin, Chassagne e Cox (1971, apud Rostelato, 2005), na primeira parte do século XX, quando os tratamentos de braquiterapia começaram a ser realizados, as fontes de rádio eram as mais utilizadas para o controle de tumores locais. Com o desenvolvimento dos reatores nucleares, passaram a ser produzidos isótopos radioativos artificiais como, por exemplo, Cobalto 60, Césio 137 e Irídio 192 que logo começaram a ser empregados nos tratamentos, substituindo as fontes naturais. (KASE, BJÄRNGARD E ATTIX 1990, apud ROSTELATO, 2005)

Segundo Soares (2000) as fontes de irídio são mais adequadas aos tratamentos de braquiterapia HDR pois emitem fótons de energia média de 380KeV, uma faixa de energia que possibilita um tratamento eficaz e sem entregar doses altas aos tecidos saudáveis próximos ao tumor.

2.2 IRÍDIO

O Irídio é um elemento químico natural descoberto no início do século 19, quando Smithson Tennant estava dissolvendo platina pura em uma mistura de ácidos nítrico e clorídrico, chamada água régia (GUEKEZIAN, 2023).

De acordo com o NIST ([s.d.]), sua composição isotópica é 62,7% de Ir-193 e 37,3% de Ir-191. Esses isótopos, apesar de serem encontrados na natureza, não são usados em tratamentos de braquiterapia. Segundo Soares (2000), o isótopo artificial do irídio chamado Ir-192, utilizado em procedimentos de braquiterapia, é produzido em reatores nucleares, a partir da absorção de um nêutron pelo átomo de Ir-191, que libera um fóton gama no processo, como mostra a seguinte equação:



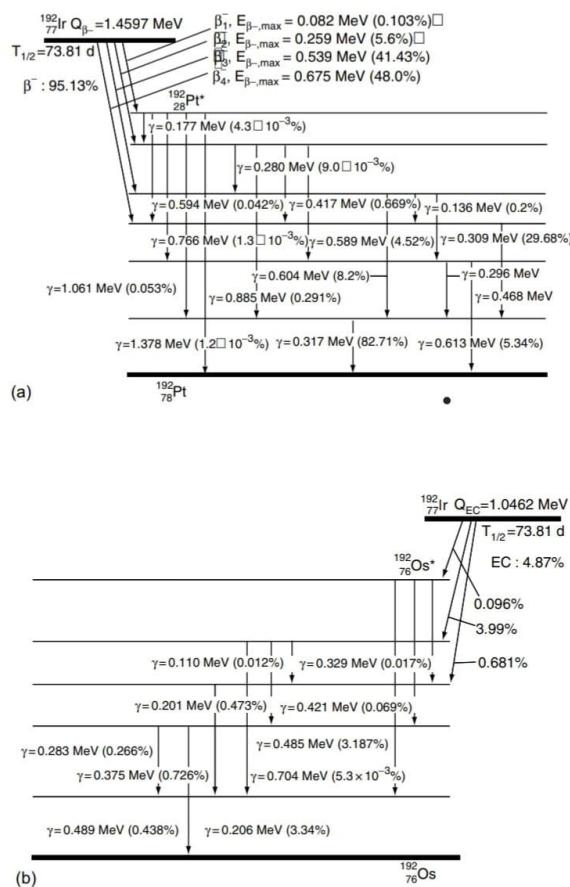
Segundo IAEA (2023), o tempo de meia vida ($T_{1/2}$) do Ir-192 é 73,83 dias. Segundo Baltas, Sakelliou e Zamboglou (2006), além do tempo de meia vida do Ir-192 permitir que

sejam feitas correções diárias convenientes na atividade (1%), a alta atividade específica do Ir-192 possibilita a produção de fontes com atividade na ordem de GBq, viabilizando tratamentos com duração de apenas alguns minutos.

O decaimento do Ir-192 ocorre 95,13% das vezes por emissão beta negativa (β^-), e 4,87% por captura de elétrons (EC). A maior parte desses decaimentos leva o átomo a estados excitados de platina, que se estabilizam por meio da emissão de radiação gama. (BALTAS; SAKELLIOU; ZAMBOGLOU, 2006)

Na figura 1, podemos ver o esquema do decaimento do Ir-192.

Figura 1: Esquema de decaimento do irídio-192. A primeira parte (a) descreve o decaimento por emissão beta negativo do irídio para platina, incluindo as emissões gama até os átomos de platina alcançar estabilidade. O lado (b) retrata o decaimento por captura de elétron, incluindo as emissões gama necessárias para que os átomos de ósmio alcancem estabilidade.



Fonte: Baltas; Sakelliou; Zamboglou (2006, p.158).

2.2.1 FONTE DE IRÍDIO-192

As fontes radioativas de irídio-192 usadas na braquiterapia HDR são no formato de pequenas sementes encapsuladas por um material protetor e soldadas a um cabo de aço inoxidável. (IAEA,2023) O modelo utilizado no HC-UFG é a fonte da Varian Medical System Model 232. De acordo com os dados do fabricante, a fonte possui 3,5 mm de comprimento e 0,6 mm de diâmetro e é recoberta por uma camada de 0,9 mm de diâmetro e 4,52mm de comprimento de aço inoxidável AISI 316L.

2.3 CONTROLE DE QUALIDADE

A calibração das fontes de BT é essencial para garantir que a dose prescrita ao paciente seja entregue com a menor incerteza possível. A preocupação com a exatidão da dose pode ser justificada pelos efeitos clínicos diretos associados a variações na dose administrada Segundo Stewart e Viswanathan (2006), nos tratamentos do carcinoma do colo do útero, a eficácia da radioterapia está diretamente relacionada à dose administrada. Porém, embora doses mais altas aumentem a probabilidade de cura, elas também elevam as chances de danos aos tecidos sadios.

Segundo o Instituto Nacional de Câncer (2001), a probabilidade de ocorrência de necrose aumenta significativamente com o aumento da dose. Enquanto variações positivas de 10% na dose prescrita podem elevar a frequência de complicações, uma redução de 10% pode comprometer a eficácia terapêutica, reduzindo em várias vezes a chance de controle local do tumor, dependendo do tipo e da localização da lesão.

Diante disso, foi estabelecido que, para que um tratamento radioterápico seja considerado aceitável, a dose entregue ao paciente deve diferir em no máximo 5% da dose prescrita. (INCA, 2001). É importante destacar que esse limite inclui todas as possíveis fontes de erro envolvidas no processo de BT, não apenas a incerteza associada à calibração da fonte (objeto de estudo desse trabalho). Isso evidencia ainda mais a necessidade de que o erro na calibração seja mínimo, garantindo margem suficiente para outras variáveis envolvidas no processo de tratamento de BT.

A CNEN trabalha para certificar que todo serviço de radioterapia opere de maneira a garantir que a equipe médica e os pacientes se exponham o mínimo possível à radiação

ionizante. Para isso, os serviços devem possuir requisitos mínimos para garantir que os tratamentos possuam um padrão aceitável que permaneça constante ou melhore ao passar do tempo. (BRASIL, 2000b)

A Norma 6.10 da CNEN estabelece os requisitos de segurança e proteção radiológica para serviços de radioterapia, incluindo as responsabilidades do titular do serviço na segurança de todos os envolvidos. (BRASIL, 2021)

No que se refere a troca da fonte de braquiterapia, a norma confere ao supervisor de radioproteção o dever de acompanhar a retirada da fonte antiga e colocação da nova, garantindo a correta instalação, além de providenciar o recolhimento da fonte substituída. Quanto a remoção e colocação de fontes seladas nos equipamentos de BT HDR os procedimentos devem ser realizados por empresas registradas no CONFEA ou CREA. (BRASIL, 2021)

Além disso, a CNEN 6.10 também estabelece que, apesar da fonte de HDR vir calibrada de fábrica, o serviço de radioterapia deve ser capaz de realizar a calibração da fonte. Sendo assim, o serviço de radioterapia deve possuir um sistema composto por uma câmara de ionização tipo poço, um eletrômetro e o cabo de conexão da câmara de ionização ao eletrômetro, calibrado na faixa de energia utilizada a cada dois anos ou sempre que apresentar irregularidades. (BRASIL, 2021)

2.4 CÂMARA DE IONIZAÇÃO TIPO POÇO

Câmaras de ionização são dispositivos que possuem capacidade de detectar radiação ionizante através da passagem da radiação por um gás. Essas câmaras são formadas por uma cavidade contendo o gás e eletrodos nos quais é aplicada uma diferença de potencial. Quando uma fonte radioativa é colocada na cavidade, os fótons emitidos produzem íons proporcionais à energia depositada pela fonte. Os íons são acelerados pelo potencial elétrico, e produzem um sinal que pode ser medido por um eletrômetro. (COSTA, 2003)

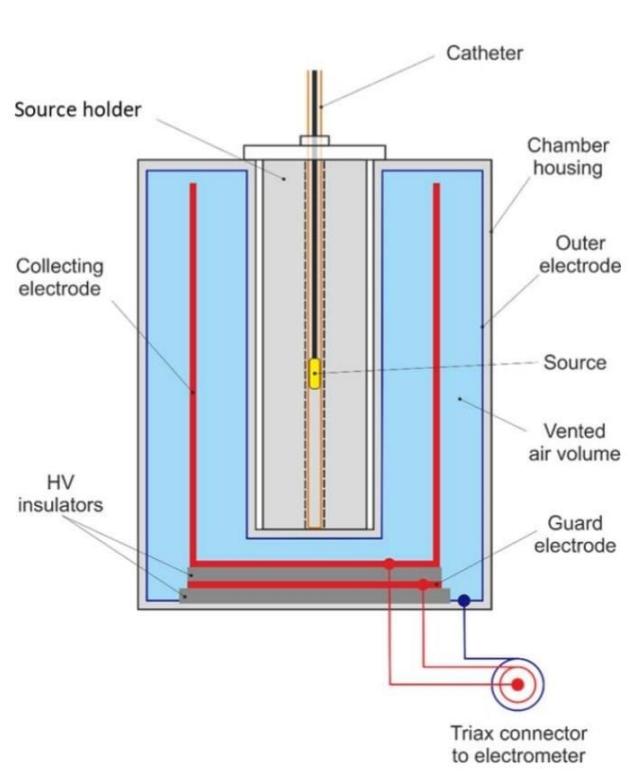
Para realizar o controle de qualidade na troca da fonte são usadas câmaras de ionização tipo poço. Esse tipo de câmara de ionização possui três eletrodos: coletor central, externo e de proteção. Aplica-se uma diferença de potencial entre o eletrodo externo e o coletor central, enquanto o eletrodo protetor recebe o mesmo potencial do eletrodo coletor para evitar a dissipação de carga. (IAEA, 2023)

Um detalhe importante é que câmaras de ionização pressurizadas correm risco de vazamentos ao longo do tempo que podem influenciar nos fatores de calibração. Por esse

motivo as câmaras tipo poço usadas na calibração de fontes de BT devem ser do tipo ventiladas. (IAEA, 2023)

As figuras 2 e 3 representam o esquema de uma câmara de ionização tipo poço e o modelo da câmara HDR 1000 Plus, respectivamente.

Figura 2: Esquema de uma câmara de ionização tipo poço



Fonte: IAEA (2023, p. 20)

Figura 3: Câmara de ionização tipo poço HDR 1000 Plus do hospital das clínicas da UFU/EBSERH.



Fonte: O Autor.

2.5 ELETRÔMETRO

O eletrômetro é um dispositivo com capacidade de medir correntes e cargas elétricas muito pequenas, da ordem de pA e pC. Ele funciona da seguinte maneira: determina-se o tempo desejado para a leitura e ele soma a corrente durante esse intervalo, acumulando carga em um capacitor. Medindo a carga do capacitor antes e depois, é possível determinar o aumento da carga naquele intervalo. A partir disso, dividindo a carga acumulada pelo tempo encontra-se a corrente. (Pyramid Technical Consultants, Inc., [s.d.])

O modelo do eletrômetro MAX 4000 Plus, usado pelo HC-UFU/EBSERH é apresentado na figura 4.

Figura 4: Eletrômetro MAX 4000 Plus do hospital das clínicas da UFU/EBSERH.



Fonte: O Autor.

2.6 SISTEMA PÓS-CARREGAMENTO *GAMMAMEDPLUS™*

Os tratamentos de BT do HC-UFU/EBSERH são realizados através do sistema de pós-carregamento com o auxílio do sistema de pós carregamento *GammaMedplus™*¹, fabricado pela Varian Medical Systems, Inc.

O sistema pós carregamento de BT é um sistema robotizado e operado de maneira remota. Para isso, os catéteres são conectados ao aparelho e ao aplicador inserido no local de tratamento, e então o sistema leva e recolhe a fonte de maneira automatizada, com o controle realizado na sala de comando. (IAEA, 2023)

A figura 5, retrata o modelo de sistema pós-carregamento GammaMed Plus, da Varian:

¹ *GammaMedplus™* é uma marca da Varian Medical Systems, Inc., conforme descrito no manual “Instruções de Utilização do GammaMedplus™ iX, incluindo o GammaMedplus™ 3/24 iX”. (VARIAN MEDICAL SYSTEMS, Inc., 2020)

Figura 5: Sistema de pós-carregamento de braquiterapia.

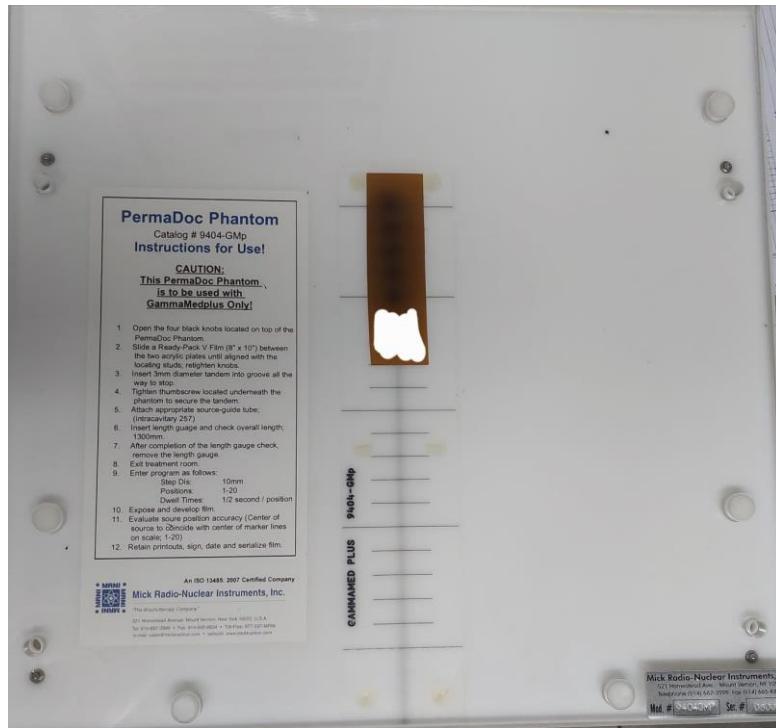


Fonte: Autor.

2.7 PERMA-DOC PHANTOM

O Perma-Doc Phantom, fabricado pela empresa Radiation Products Design, Inc., é utilizado para a realização de testes de garantia de qualidade de BT HDR. O equipamento possui uma escala com 20 posições de 1cm de distância que pode ser transferida para um filme por meio de irradiação, permitindo a identificação com precisão da posição da fonte. (RADIATION PRODUCTS DESIGN, Inc., [s.d.])

Figura 6: Perma-Doc Phantom com o filme radiográfico inserido na região de sua escala de medida. A escala de distâncias é visível no Phantom, servindo de referência para a análise dos resultados obtidos no filme após a irradiação. Imagem com parte rasurada (faixa branca) para ocultar assinatura.



Fonte: Autor.

2.8 GRANDEZAS FÍSICAS

Para garantir que os cálculos de dose e para proteção radiológica sejam precisos, os comitês de medições de radiação britânico e francês, no início da década de 1980, recomendaram a padronização de uma grandeza para medir a intensidade da fonte. Por esse motivo, em 1985, o ICRU, em seu relatório de número 385, estabeleceu a taxa de Kerma no ar como medida padrão para especificar a emissão de radiação de fontes de braquiterapia emissoras de raios-gama. (BALTAS; SAKELLIOU; ZAMBOGLOU, 2006)

2.8.1 KERMA

Kerma (Kinect Energy Released per unit of Mass) é uma grandeza que mede a quantidade de energia transferida ao meio, sua unidade no sistema internacional é Gy. O Kerma é dado pela seguinte equação: (OKUNO; YOSHIMURA. 2010)

$$K = \frac{dEtr}{dm} \quad (2)$$

Onde dEtr é a energia transferida ao meio, segundo Okuno e Yoshimura (2010, p. 192) “equivale a soma das energias cinéticas iniciais das partículas carregadas liberadas pelas partículas sem carga em um volume de massa dm”. Ou seja, os fótons e os nêutrons liberados transferem energia para as partículas carregadas do meio e essas partículas excitadas transferem energia a matéria. A taxa de kerma é o quociente do kerma em um certo intervalo de tempo. (BALTAS; SAKELLIOU; ZAMBOGLOU, 2006)

2.8.2 TAXA DE KERMA NO AR DE REFERÊNCIA

De acordo com a International Atomic Energy Agency (IAEA, 2023), apud International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) taxa de kerma no ar de referência é definida como a taxa de kerma no ar a uma distância de 1 m do centro da fonte, no plano transversal normal ao eixo longo da fonte e cortando-a ao meio. Para a determinação desse valor, são contabilizados apenas fótons de energia maiores que um valor de corte determinado, e corrigida possível atenuação e espalhamento.

2.8.3 DECAIMENTO RADIOATIVO E ATIVIDADE

A lei do decaimento é expressa na seguinte equação: (OKUNO; YOSHIMURA. 2010)

$$N = N_0 \cdot e^{-\lambda t} \quad (7)$$

Onde N_0 e N são o número de átomos iniciais e restantes em uma quantidade de material radioativo após um tempo t , e λ é a constante de decaimento que equivale a razão de $\ln(2)$ pelo tempo de meia vida ($T_{1/2}$) do material. (OKUNO; YOSHIMURA. 2010)

Atividade é uma grandeza física que representa taxa de decaimento. Ela pode ser obtida através da razão entre o número de decaimentos em um determinado período, como mostra a seguinte equação: (OKUNO; YOSHIMURA. 2010)

$$A = \lambda N = \left| \frac{dN}{dt} \right| = N_0 \lambda \cdot e^{-\lambda t} = A_0 \cdot e^{-\lambda t} \quad (8)$$

Onde N é o número de decaimentos e $A = \lambda N$ e $A_0 = N_0\lambda$ são as atividades antes e depois de um tempo t. Sua unidade no sistema internacional é o Bequerel (Bq), sendo que 1 Bq equivale a 1 decaimento por segundo. (OKUNO; YOSHIMURA. 2010)

Outra unidade muito usada para atividade é o Ci, de modo que 1 Ci equivale a $3,7 \cdot 10^{10}$ Bq. (OKUNO; YOSHIMURA. 2010)

2.8.4 ATIVIDADE APARENTE

Uma quantidade que pode ser derivada da taxa de kerma no ar de referência é a atividade aparente (A_{app}). Ela é obtida através da razão da taxa de kerma no ar de referência por uma constante de taxa de kerma no ar de referência (Γ_δ)_k, a qual depende do modelo da fonte, para uma distância de referência (d_r), como mostra a seguinte equação: (IAEA, 2023)

$$A_{app} = \frac{\kappa_{\delta,r} \cdot d_r^2}{(\Gamma_\delta)_k} \quad (9)$$

Segundo o IAEA (1999), a constante de taxa de kerma no ar de referência para o Ir-192 é $0,108 \mu\text{Gy}\text{h}^{-1}\text{MBq}^{-1}\text{m}^2$.

2.9 TAXA DE KERMA NO AR DE REFERÊNCIA COM CÂMARA TIPO POÇO

Para determinar da taxa de kerma no ar de referência com a câmara tipo poço, é necessário considerar uma série de fatores que podem influenciar os resultados obtidos, com o intuito de garantir a maior precisão na medida.

2.9.1 FATOR DE CALIBRAÇÃO DO ELETRÔMETRO (K_{ELET})

O fator de calibração do eletrômetro (k_{elet}) ajusta a leitura de carga do eletrômetro levando em consideração características específicas do eletrômetro, como eficiência e linearidade de resposta à carga. Se a câmara de ionização e o eletrômetro forem calibrados juntos, pode-se considerar esse fator igual a 1. (IAEA, 2023)

2.9.2 FATOR DE CORREÇÃO DE TEMPERATURA E PRESSÃO (K_{TP})

Se as câmaras forem seladas e tiverem pressão maior que a atmosférica, pequenos vazamentos ao longo do tempo podem influenciar no fator de calibração das fontes. Por esse motivo, a calibração das fontes de BT deve ser realizada por câmaras de ionização abertas para atmosfera. Neste caso, são necessárias correções para temperatura e pressão, pois o fator de calibração é baseado nas condições de temperatura e pressão do momento de calibração da câmara de ionização. (VENSELAAR; PÉREZ-CALATAYUD, 2004)

O fator de correção de temperatura e pressão (K_{tp}) “é o fator de correção da massa de ar para temperatura e pressão para as condições de referência dado pela expressão:” (BRASIL, 2005, p. 12)

$$K_{tp} = \frac{273,15+T}{293,15} \cdot \frac{1013,25}{P} \quad (3)$$

Onde as constantes 1013,25 e 293,15 estão relacionadas as condições de temperatura e pressão no momento da calibração da câmara de ionização. 1013,25 hPa equivale a 1atm e 293,15 K corresponde a 20°C. Normalmente as condições padrão são 20°C ou 22°C e 1atm. (VENSELAAR; PÉREZ-CALATAYUD, 2004)

Os valores de P, em hPa, e T, em °C, são, respectivamente, os valores de pressão e temperatura do ambiente em que está sendo realizada a calibração.

2.9.3 FATOR DE RECOMBINAÇÃO IÔNICA (K_S)

Em alguns casos, a ionização pode não ser 100% eficiente devido à recombinação dos íons, então o fator de correção é aplicado para compensar a carga perdida para a recombinação. (BALTAS; SAKELLIOU; ZAMBOGLOU, 2006)

O fator K_s é obtido pela expressão: (BRASIL, 2005)

$$k_s = (A_{ion})^{-1} = \left[\frac{4}{3} - \frac{M_1}{3M_2} \right]^{-1} \quad (4)$$

sendo M1 e M2 as leituras com V = 300V e V = 150V, respectivamente. O fator de recombinação iônica, como mostra a equação 4, é determinado através da eficiência de coleta (A_{ion}). (BRASIL, 2005)

Essa expressão para a eficiência de coleta vem do fato que, para o caso de fontes de BT, que possuem irradiação contínua, há uma dependência linear entre $1/M$ e $1/V^2$, onde V é a tensão na região de saturação. (BALTAS; SAKELLOU; ZAMBOGLOU, 2006)

De acordo com IAEA (2023), a recombinação iônica em um sistema com câmara tipo poço deve ser inferior a 0,2% para ser considerada aceitável.

2.9.4 FATOR DE CALIBRAÇÃO DA CÂMARA TIPO POÇO EM TERMOS DA TAXA DE KERMA NO AR DE REFERÊNCIA (N_{kr})

Esse valor pode ser encontrado no certificado de calibração da câmara e sua unidade é $\text{Gy h}^{-1} \text{ m}^2 \text{ A}^{-1}$. Para determinar esse valor, é necessário calibrar a câmara tipo poço no ar, utilizando o valor de kerma livre no ar (K_r) de uma fonte previamente calibrada por uma câmara cilíndrica e aplicar a seguinte equação: (BRASIL, 2005)

$$N_{kr} = \frac{K_r \cdot t}{M_u \cdot K_{elet} \cdot K_{tp} \cdot K_s} \quad (5)$$

Onde t é o tempo de medida, M_u é a leitura média da carga coletada em um tempo t. (BRASIL, 2005)

Sendo assim, considerando os fatores de correção, a taxa de kerma no ar de referência equivalente pode ser então expressa da seguinte maneira: (BRASIL, 2005)

$$K_r = N_{kr} \cdot \frac{M_u}{t} \cdot K_{elet} \cdot K_{tp} \cdot K_s \quad (6)$$

2.9.5 INFLUÊNCIAS DO AMBIENTE

É importante que a câmara de ionização esteja em equilíbrio com o ambiente de calibração. Para isso, são necessários cerca de 30 minutos com a câmara introduzida ao ambiente antes da realização das medidas. (IAEA, 2023)

Além disso, a calibração de fontes de HDR devem ser realizadas com a câmara de ionização a uma distância de, no mínimo, 1 m do piso e das paredes, para diminuir o máximo possível a interferência de radiação espalhada. (VENSELAAR; PÉREZ-CALATAYUD, 2004)

2.10 INFLUÊNCIA DA POSIÇÃO DA FONTE NA CÂMARA DE IONIZAÇÃO

A corrente ou carga medida pelo sistema câmara-eletrômetro depende da posição da fonte ao longo do eixo no qual é inserida. A região ao redor da posição de resposta máxima é chamada de ponto ideal. (IAEA, 2023). Nessa posição a carga e, portanto, a corrente medida, são maximizadas. A determinação desse ponto é essencial para a padronização das medições. (IAEA, 1999)

O comprimento do ponto ideal é definido como a largura na qual a fonte possui sinal maior que 95% do sinal máximo. (IAEA, 2023)

O ponto e o tamanho do ponto ideal podem ser levemente diferentes de fonte para fonte, então é necessário realizar essa calibração em todos os procedimentos. É desejável que esse comprimento seja maior que 50 mm, mas é necessário que esse ponto tenha no mínimo 30 mm, ou seja maior que o comprimento da fonte. (IAEA, 2023)

Para realizar o teste do posicionamento da fonte varia-se a fonte ao longo do eixo na qual é inserida varrendo a câmara do início ao fim, e definindo intervalos iguais de espaçamento entre as medidas. (IAEA, 1999)

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 MATERIAIS

- Câmara de ionização tipo poço modelo HDR 1000 Plus.
- Eletrômetro modelo MAX 4000 Plus
- Cabo para ligar câmara ao eletrômetro.
- Sistema automatizado de inserção da fonte
- Fonte de Ir-192
- Perma-Doc Phantom

3.2 METODOLOGIA

Este trabalho está dividido em duas partes: teórica e prática. No desenvolvimento da parte teórica, foi realizada uma revisão da literatura, buscando livros, artigos, dissertações e normas, para compreender os procedimentos de controle de qualidade na troca da fonte de Ir-192 na braquiterapia HDR. Já na parte prática, foram descritos os procedimentos realizados para o controle de qualidade durante a troca da fonte de Ir-192 no Hospital do Câncer UFU/EBSERH.

3.2.1 TROCA DA FONTE

A fonte de Ir-192 para BT HDR chega ao hospital em um container de transporte lacrado e constituído por um metal com massa de 22,5 kg, construído para transporte de fontes de até 500GBq, ou seja, 13,5 Ci. O container é envolto em um material usado para amortecer impacto garantindo a segurança durante o transporte, sendo inserido em um recipiente com sinalização padrão para elementos radioativos. O container de transporte possui dois canais para fontes, um para a nova fonte e outro para a fonte antiga, que deve ser transportada de volta ao fabricante. O recipiente de transporte pode ser visto na figura 7.

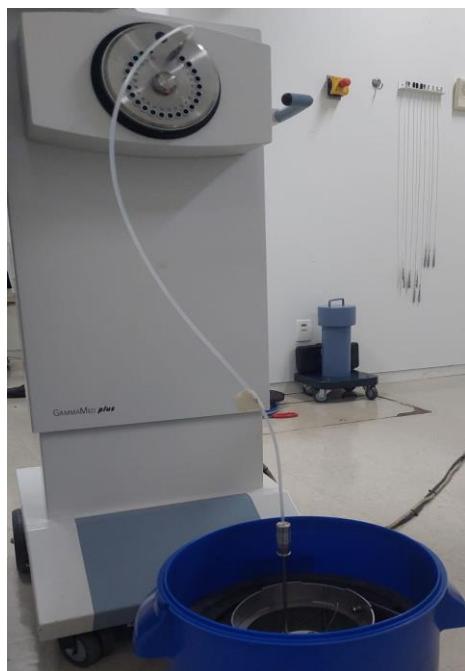
Figura 7: Container de transporte para fontes de Ir-192 para braquiterapia HDR. a) Container de metal lacrado, com massa de 22,5 kg, projetado para transporte de fontes de até 500 GBq (13,5 Ci). b) Container de metal dentro do recipiente com material de absorção de impacto, garantindo segurança durante o transporte. c) Recipiente sinalizado conforme os padrões internacionais para transporte de elementos radioativos.



Fonte: Autor.

O primeiro passo para a troca da fonte é a retirada da fonte antiga. Para isso, o GammaMed Plus é conectado através do catéter até o container de transporte, como mostra a figura 8, e o procedimento de retirada da fonte é realizado pelo engenheiro na sala de comando, com a sala de braquiterapia fechada para evitar exposição.

Figura 8: Procedimento de retirada da fonte de Ir-192. O GammaMed Plus é conectado ao container de transporte através do catéter, conforme mostrado na imagem, para realizar a troca da fonte do GammaMed Plus.



Fonte: Autor.

Após a retirada da fonte, foi instalado um cabo com o mesmo formato, tamanho e material da fonte para realizar testes de segurança antes de inserir a nova fonte. Esse cabo é chamado de fonte fictícia. Antes de inserir a fonte fictícia, foi realizada a checagem visual para avaliar suas condições.

Além disso, foram averiguadas as quantidades de ciclos realizados pelas fontes real e fictícia, para avaliar o desgaste. Ambas possuem número máximo de ciclos em sua vida útil.

Com a fonte fictícia instalada, foi realizado o teste de posicionamento da fonte com o objetivo de garantir que ela tenha sido colocada corretamente na posição de estacionamento, dentro do sistema de braquiterapia.

Posteriormente, com o auxílio do software de tratamento do GammaMed Plus foi realizada uma sequência de testes de segurança usando a fonte fictícia:

- Teste para verificar a manivela de emergência, assegurando que a fonte seja movida manualmente para uma posição segura em situações de falha no sistema de controle;
- Teste para verificar se o interruptor usado para mover a fonte para a posição segura, em casos de emergência, estava operando corretamente;

- Teste para averiguar o horário e a data do sistema, para garantir que os cálculos de decaimento ao longo dos dias estejam corretos.
- Teste de tensão da bateria de emergência para garantir que em casos de instabilidade de energia a fonte consiga voltar para a posição de segurança.
- Teste para garantir que o sistema detecta todos os canais de sonda de maneira a assegurar que o canal da sonda ativado está em concordância com o canal que a fonte realmente transitou, e se os dados da sonda são recebidos corretamente pelo sistema.
- Verificar o comprimento da sonda para garantir que as sondas conectadas não ultrapassem o comprimento máximo permitido pelo sistema.
- Verificar o funcionamento do contador Geiger-Müller
- Verificar se uma interrupção manual pode ser acionada corretamente;
- Teste do sistema de bloqueio ou liberação da fonte para autenticar que ela não pode ser movida acidentalmente;
- Teste para verificar o funcionamento do teclado de emergência do GammaMed Plus. O GammaMed Plus é usado para controlar o posicionamento da fonte de radiação em situações críticas.
- Verificar se caso a porta do sistema de braquiterapia for aberta durante a operação o processo de irradiação é interrompido automaticamente.

O próximo passo foi retirar a fonte fictícia do GammaMed Plus e inserir a nova fonte ativa. Para instalar a fonte, conectou-se novamente o catéter do GammaMed Plus ao container de transporte, e o procedimento foi realizado da sala de controle.

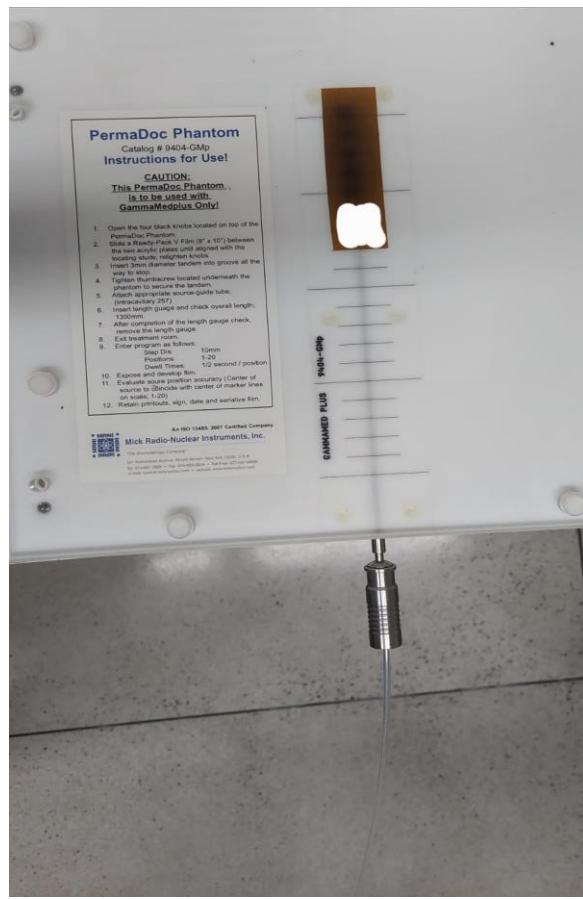
Nessa etapa, foram realizados os seguintes procedimentos:

- Testes de posicionamento da fonte, assegurando que a fonte de Ir-192 está sendo posicionada corretamente no local de segurança e no local exato onde o tratamento é planejado.
- Número de ciclos da fonte foi zerado
- Na parte de cima do equipamento de braquiterapia, fica colada uma etiqueta com alguns dados da fonte. Foi realizada a troca da etiqueta antiga pela nova.

Com o auxílio do software GammaMed Plus foram verificadas a data e atividade atual da fonte, os dias e ciclos restantes, além de ser realizada a simulação de um tratamento com o auxílio de um filme radiográfico e um phantom Perma-Doc. O teste foi realizado através da inserção da fonte no phantom e exposição de um filme à fonte em cada posição por um

determinado período, como mostra a imagem 9. Esse teste assegura que a fonte de Ir-192 está sendo posicionada corretamente no local onde o tratamento é planejado, de acordo com o software de planejamento.

Figura 9: Perma-Doc Phantom com o catéter conectado. O filme radiográfico está posicionado na região de sua escala de medida, permitindo a verificação do deslocamento e posicionamento da fonte durante o teste. A imagem destaca a posição do catéter como referência para o movimento da fonte dentro do Phantom. Imagem com parte rasurada (faixa branca) para ocultar assinatura.



Fonte: Autor.

A verificação e inserção dos dados de identificação da fonte, incluindo o número de série, foram realizadas ao longo do procedimento de troca, garantindo a correta identificação da fonte no sistema de planejamento.

3.2.2 DETERMINAÇÃO DO KERMA NO AR COM HDR 1000 PLUS

Para realizar a calibração da fonte de Ir-192 com a câmara de ionização HDR 1000 plus foi necessário seguir alguns passos. Primeiramente ligou-se o eletrômetro a energia, e aguardou-se 10 minutos para aquecer. Logo após, a câmara tipo poço foi conectada, e em seguida a tensão foi aplicada. O sistema ficou conectado por pelo menos 10 minutos para se estabilizar.

Logo em seguida, foi necessário verificar se todos os cabos foram desenrolados completamente e não possuíam dobras, para então zerar o eletrômetro.

Uma vez que o sistema estava pronto para uso, o primeiro passo foi verificar se o vazamento da câmara tipo poço está dentro dos limites aceitáveis declarados pelo fabricante. Para isso, foi realizado o teste de fuga.

O primeiro passo para realizar o teste foi posicionar a câmara de maneira adequada, respeitando uma distância de um metro do chão e das paredes. Em seguida, foram aplicados 300V de tensão na câmara de ionização.

A seguir, foram realizadas duas leituras de carga com o sistema câmara-eletrômetro, programando o tempo de parada da fonte em 10 segundos, com intervalo de 2 minutos entre as leituras.

Para determinar se há fuga, primeiramente foi encontrada a corrente média (CM) em nA através da seguinte equação:

$$CM = \frac{\frac{L_1 - L_2}{2}}{10} \quad (10)$$

Onde L1 e L2 são as leituras de carga logo após os 10 segundos de coleta e após dois minutos, respectivamente. Depois disso, calculando a diferença de carga acumulada nas duas leituras e dividindo pelo intervalo de tempo entre as medidas, em segundos, foi determinada a fuga, como podemos observar na seguinte equação: (BRASIL, 2000b)

$$Fuga = \frac{L_1 - L_2}{\Delta t \cdot 60} \quad (11)$$

Com Δt sendo o tempo de intervalo entre as medidas, em minutos.

Em seguida, uma vez tendo sido declarado que a fuga está dentro dos padrões aceitáveis, é feito o teste de determinação do ponto de leitura máxima da câmara de ionização tipo poço.

Para determinar o ponto de máxima leitura, a posição inicial foi definida com a fonte localizada no ponto referente a 126,2 cm. A partir dessa referência, a fonte foi recolhida em intervalos de 0,2 cm, e as medições de corrente foram realizadas com tensão de 300 V.

Assim que a posição de referência foi encontrada, foi possível, então, determinar a taxa de kerma no ar de referência. Para isso foi escolhido um tempo nominal de parada da fonte de 20s para realizar medidas de corrente. Foram realizadas cinco medidas de corrente com tensão de 300V, cinco com a tensão de 150V e efetuados média e desvio padrão desses conjuntos. Usando os valores médios, aplicou-se a Equação 4 para determinar o fator de correção de recombinação iônica (K_s).

Foram realizadas duas medições de pressão e temperatura, e calculadas suas médias. Com esses valores, aplicou-se a equação 3 para determinar o fator de correção de temperatura e pressão (K_{tp}).

Os fatores de calibração da câmara tipo poço em termos da taxa de kerma no ar de referência (n_{kr}) e de calibração do eletrômetro (k_{eletr}) foram adquiridos nos seus respectivos certificados de calibração.

Tendo todas essas informações, foi só aplicar a equação 6 para encontrar a taxa de kerma no ar de referência.

Por último, foi determinada a atividade aparente aplicando a equação 8.

Para quantificar a diferença entre os valores obtidos na calibração realizada no hospital e os dados do fabricante foi usado o desvio, conforme a seguinte equação:

$$\text{Desvio} = \left(1 - \frac{x_0}{x}\right) \cdot 100 \quad (12)$$

Onde x_0 e x representam os valores da calibração realizada pelo hospital e do fabricante, respectivamente.

Para auxiliar na organização dos dados foi utilizada uma planilha em excel disponibilizada pelo INCA. Nela, foi possível inserir os dados referentes ao eletrômetro, a câmara de ionização e as medidas, além disso, ela serviu de auxílio para a aplicação das equações e montagem de tabelas e gráficos. A planilha pode ser encontrada no apêndice A.

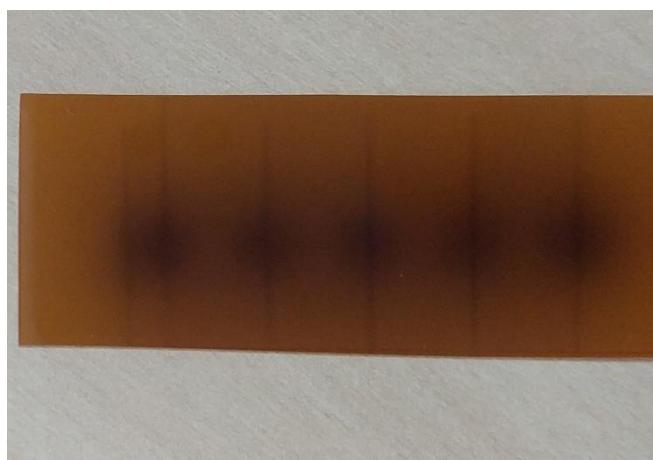
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 TESTE DE POSICIONAMENTO DA FONTE COM AUXÍLIO DO FILME RADIOGRÁFICO

A figura 10 mostra a irradiação do filme radiográfico utilizado durante o teste com o Perma-Doc Phantom. O teste mostrou a presença de pontos mais escuros nas regiões correspondentes aos locais onde a fonte foi parada durante seu movimento. Esses pontos indicam a radiação emitida pela fonte, permitindo a avaliação do posicionamento da fonte nos momentos de parada, com relação a escala do Phantom.

Foi realizada uma análise visual do filme após as demarcações realizadas pela fonte, procurando verificar se os centros dos pontos mais escuros do filme coincidiam com as marcações de distância no Phantom. De maneira visual, não é possível mensurar a precisão da posição da fonte, mas foi possível perceber, através das marcações do phantom, que os centros dos pontos mais escuros do filme correspondiam aos deslocamentos determinados pelo sistema.

Figura 10 – Filme irradiado evidenciando as marcações de escala do Phantom e os pontos escurecidos resultantes da irradiação da fonte de Ir-192. Os pontos escurecidos correspondem às áreas de radiação emitida pela fonte, enquanto os traços verticais servem como referência para a verificação da precisão do deslocamento e posicionamento da fonte durante o teste.



Fonte: Autor.

4.2 DADOS DA FONTE E DOS CERTIFICADOS DE CALIBRAÇÃO DA CÂMARA E ELETRÔMETRO

O primeiro passo para a organização dos resultados é marcar os dados de calibração da fonte, do eletrômetro e da câmara que são disponibilizados pelos fabricantes e empresas responsáveis pela calibração. A fonte analisada em questão foi fabricada no dia 19/12/2024 às 19h10 e a calibração no hospital foi realizada no dia 20/02/2025 às 16h05. Os dados referentes a calibração realizada pelo fabricante podem ser encontrados nas tabelas 1 e 2.

Tabela 1 – Informações sobre a fonte de Ir-192 na data da fabricação.

Taxa de kerma no ar (cGy h ⁻¹ à 1m)	Atividade (GBq)	Atividade (Ci)	Data de Fabricação	Data da calibração	Diferença entre datas (dias)
4,441	404	10,91	19/12/2024	20/02/2025	62,87
			19:10	16:05	

Fonte: O autor.

A partir desses dados foram calculadas a taxa de kerma no ar e a atividade aparente na data da calibração da fonte através da equação de decaimento.

$$k_r' = K_{r_0} \cdot e^{-\frac{\ln(2) \cdot t}{T_{1/2}}} \quad (13)$$

Substituindo os dados na equação:

$$k_r' = 4,441 \cdot e^{-\frac{\ln(2) \cdot 62,87}{73,83}} = 2,461 \text{ cGy h}^{-1} \text{ à 1m} \quad (14)$$

Da mesma maneira para a atividade:

$$A = A_0 \cdot e^{-\frac{\ln(2) \cdot t}{T_{1/2}}} \quad (15)$$

Substituindo novamente os dados na equação:

$$A = 404 \cdot e^{-\frac{\ln(2) \cdot 62,87}{73,83}} = 223,89 \text{ GBq} \quad (16)$$

Dessa maneira, a atividade, na data de calibração, em GBq e em Ci, é 223.89 e 6.05, respectivamente.

A tabela 2 contém as informações a respeito dos coeficientes de calibração encontrados no certificado de calibração da câmara e do eletrômetro.

Tabela 2 – Informações certificado de calibração da câmara e do eletrômetro.

$k_{eletr} \left(\frac{nC}{u.e.} \right)$	N_{Kr} ($G_y m^2 h^{-1} A^{-1}$)	P_0 (mbar)	T_0 ($^{\circ}C$)
1	$4,581 \cdot 10^5$	1013,25	20

Fonte: O autor.

4.3 TESTE DE FUGA

O teste de fuga foi realizado através de uma coleta de carga por 10 segundos, com intervalo de 2 minutos entre as duas leituras.

A tabela 3 contém as leituras de carga realizadas para o teste de fuga, programando o tempo de parada da fonte em 10 segundos, sendo ΔT o intervalo entre as medidas:

Tabela 3 – Medidas de carga para o teste de fuga.

Tensão (V)	L1 (nC)	L2 (nC)	ΔT (min)
300	1236,10	1236,5	2

Fonte: O autor.

Aplicando as equações 10 e 11 podemos encontrar a corrente média (CM) e a fuga:

A corrente média (CM) em nA através da equação 10 fica:

$$CM = 123,63 \text{ nA} \quad (17)$$

O modulo da fuga obtido através da equação 11:

$$Fuga = 0,003 \text{ nA} \quad (18)$$

De acordo com o TEC-DOC 1151 (BRASIL, 2000b), a fuga é considerada aceitável se seu módulo for menor ou igual a 0,5% da corrente média, do contrário é considerada fuga e o sistema de medida não está apto a ser utilizado.

Sendo assim, o maior valor de fuga aceitável ($Fuga_{máx}$) levando em consideração a corrente média de 123,63 nA medida é:

$$Fuga_{máx} = \frac{0,5}{100} \cdot 123,63 = 0,62 \text{ nA} \quad (19)$$

Portanto, o módulo da fuga para a fonte testada está dentro dos limites aceitáveis pelos órgãos de controle.

Esse teste tem como objetivo avaliar o desempenho do sistema composto por câmara e pelo eletrômetro. O resultado obtido comprova que o sistema câmara-eletrômetro está apto a ser utilizado no serviço de radioterapia.

4.4 DETERMINAÇÃO DO PONTO IDEAL DA CÂMARA TIPO POÇO

Para determinar o ponto ideal da câmara foi definida a posição inicial como 126,2 cm. A partir dessa posição foram realizadas medidas de 2 em 2 mm. A tabela 4 apresenta os valores de corrente encontrados para cada posição da câmara:

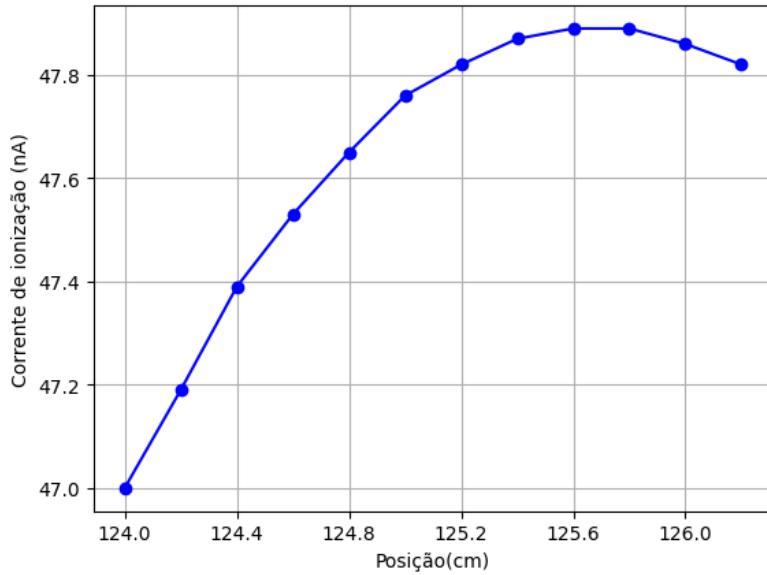
Tabela 4 – Dados de leitura por posição referentes ao teste para determinação do ponto ideal da câmara tipo poço.

v	Posição (cm)	Leitura (nA)
1	126,2	47,82
2	126,0	47,86
3	125,8	47,89
4	125,6	47,89
5	125,4	47,87
6	125,2	47,82
7	125,0	47,76
8	124,8	47,65
9	124,6	47,53
10	124,4	47,39
11	124,2	47,19
12	124,0	47,00

Fonte: O autor.

A partir dessas informações foi construído o diagrama de sensibilidade da câmara de ionização.

Figura 11: Curva de sensibilidade para a câmara de ionização tipo poço

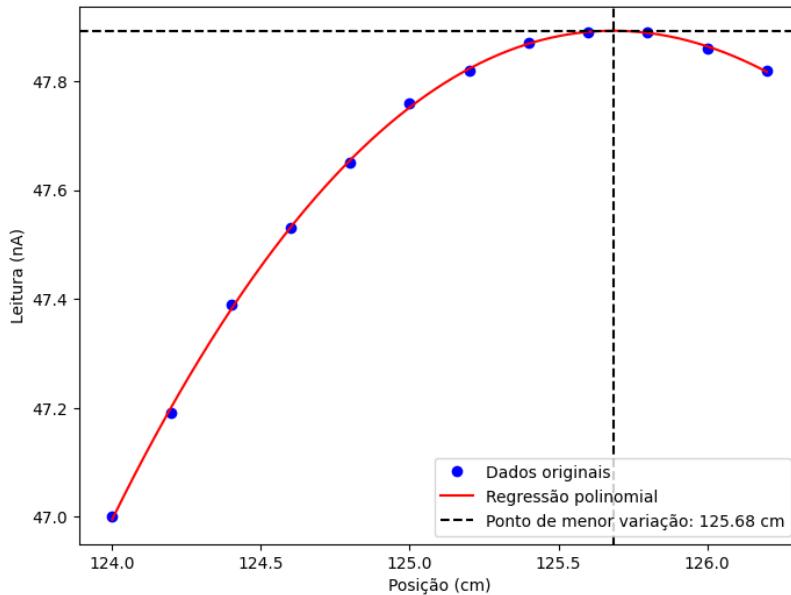


Fonte: Autor.

A recomendação do TEC-DOC 1151 é escolher como ponto ideal para a realização da calibração, o ponto onde há menor variação da leitura com relação a posição. (Brasil, 2000b)

Uma interpretação possível para essa determinação pode ser obtida através da análise da derivada, definindo como ponto ideal o ponto em que a derivada de uma função contínua se aproxima de zero. Sendo assim, com os valores da tabela 4, foi realizada uma regressão polinomial de grau 3, usando o Python para traçar o comportamento da função no intervalo. Dessa maneira, foi obtido o seguinte gráfico:

Figura 12: Curva de sensibilidade para a câmara de ionização tipo poço. A regressão polinomial de grau 3 é utilizada para traçar o comportamento da curva no intervalo, representada pela linha contínua vermelha. Através da análise da derivada, o ponto de menor variação é identificado, o qual é mostrado pelo traço pontilhado vertical e horizontal preto.



Fonte: Autor.

De acordo com essa análise, baseada nas recomendações do TEC-DOC 1151, o ponto ideal para este caso pode ser determinado como sendo a posição de 125,68 cm. Essa análise foi realizada apenas com objetivo de comparar os resultados, no entanto, no hospital, com o auxílio da planilha disponibilizada pelo INCA, o ponto ideal é definido como a posição de maior leitura. Assim, o ponto escolhido foi a posição de 125,6 cm, que apresentou a maior leitura, embora a posição de 125,8 cm também poderia ser considerada, pois apresentou o mesmo valor.

Segundo o IAEA, o comprimento do ponto ideal é definido como a largura na qual a fonte possui sinal maior que 95% do sinal máximo. (IAEA, 2023). Levando em consideração essa definição e o fato que a corrente máxima medida foi 47,89 nA, é possível verificar que a menor leitura aceitável para que o ponto esteja dentro do intervalo considerado ideal (L_{min}) é igual a:

$$L_{min} = 0,95 \cdot L_{\max} = 0,95 \cdot 47,89 = 45,50 \text{nA} \quad (20)$$

Os dados da tabela 4 mostram que para todo o intervalo de 22mm que foram realizadas as medidas, os resultados estão dentro do intervalo de 95% da leitura máxima.

A IAEA (2023) ainda determina que o tamanho do ponto ideal precisa ser, no mínimo, maior que o comprimento da maior dimensão da fonte. Sendo assim, como a fonte usada no HC-UFU/EBSERH possui 3,5mm em sua maior dimensão, é possível concluir que o comprimento do ponto ideal está de acordo com os protocolos internacionais.

Optou-se por não iniciar as medições no fundo da câmara, considerando a experiência prévia dos físicos com o sistema câmara-eletrômetro do HC-UFU/EBSERH. Diversas calibrações anteriores indicam que o ponto ideal da câmara se encontra dentro do intervalo que foi medido, justificando, dessa maneira, a escolha do intervalo reduzido.

4.5 DETERMINAÇÃO DA TAXA DE KERMA NO AR DE REFERÊNCIA

Para determinar a taxa de kerma no ar de referência foram realizadas cinco medidas de corrente com as tensões de 150 e 300 volts. As medições foram realizadas usando um tempo nominal de 20 segundos para cada medida. Seus valores são encontrados na tabela 5.

Tabela 5 – Medidas de corrente para as tensões de 300 e 150V.

Tensão (V)	L1 (nA)	L2 (nA)	L3 (nA)	L4 (nA)	L5 (nA)	Média (nA)	Desvio (nA)
300	47,90	47,90	47,90	47,90	47,90	47,90	0
150	47,84	47,84	47,84	47,84	47,84	47,84	0

Fonte: O autor.

Para determinar o fator de correção de temperatura e pressão foi necessário medir as condições ambientais da sala de braquiterapia. Os resultados podem ser encontrados na tabela 6.

Tabela 6 – Medidas de pressão e temperatura para determinar fator de correção K_{tp} .

	L1	L2	Média	Desvio
Pressão (mbar)	908,9	908,9	908,9	0
Temperatura (°C)	24,2	24,2	24,2	0

Fonte: O autor.

O fator de correção de temperatura e pressão é calculado utilizando a equação 3, conforme mostrado a seguir:

$$K_{tp} = \frac{273,15+24,2}{293,15} \cdot \frac{1013,25}{908,9} = 1,131 \quad (22)$$

O fator de recombinação iônica (K_s) obtido pela 4 fica:

$$k_s = (A_{ion})^{-1} = \left[\frac{4}{3} - \frac{47,9}{3 \cdot 47,84} \right]^{-1} = 1,000 \quad (23)$$

A eficiência de coleta (A_{ion}) para o sistema é 0,9997. A recombinação iônica observada apresentou valores inferiores a 0,2%, estando de acordo com o limite estabelecido por IAEA (2023).

Sendo assim, com todos os fatores determinados, é possível, enfim, determinar a taxa de kerma no ar de referência através da equação 6:

$$K_r = 458100 \cdot 10^2 \cdot 47,9 \cdot 10^{-9} \cdot 1 \cdot 1,131 \cdot 1 = 2,482 \text{ cGy m}^2\text{h}^{-1} \quad (24)$$

A atividade aparente pode ser determinada dividindo a taxa de kerma no ar de referência pela constante de taxa de kerma no ar de referência, conforme a equação 9

$$A_{app} = \frac{2,4818 \cdot 10^{-2} \text{ Gy m}^2\text{h}^{-1}}{0,108 \cdot 10^{-6} \text{ Gy m}^2\text{h}^{-1} \text{ MBq}^{-1}} = 229,80 \text{ GBq} \quad (25)$$

Dessa forma, a atividade aparente, mensurada na calibração realizada no Hospital, em GBq e em Ci, é 229.80 e 6.21, respectivamente

Comparando os valores da taxa de kerma no ar de referência e atividade obtidos na calibração com os valores emitidos pelo fabricante foram obtidos os valores dos desvios, como mostra a tabela 7.

Tabela 7 – Comparação das taxas de kerma no ar de referência e atividades obtidas na calibração realizada no hospital com os valores obtidos através dos dados do fabricante.

	Taxa de kerma no ar de referência (cGy m ² h ⁻¹)	Atividade (GBq)
Informações do fabricante	2,461	223,89
Calibração realizada no Hospital	2,482	229,80
Desvio	0,85%	2,64%

Fonte: O autor.

O desvio observado entre as medidas realizadas no hospital e as fornecidas pelo fabricante em relação à taxa de Kerma no ar de referência foi de 0,85%. De acordo com o TEC-DOC 1151, se a discrepância entre calibração realizada pelo hospital e do fabricante da fonte for maior que 3%, é responsabilidade do físico investigar a causa dessa diferença. Além disso, se a discrepância ultrapassar 5% o recomendado é não usar a fonte e solicitar ao fabricante a revisão da calibração. (BRASIL,2000b)

Esse resultado indica que, de acordo com a calibração realizada no hospital, a fonte testada está dentro dos parâmetros estabelecidos para garantir a qualidade nos tratamentos.

O desvio observado para a atividade aparente foi de 2,64%, o que, em princípio, está dentro de limites razoáveis. Porém, logicamente, seria esperado que o valor da atividade aparente fosse o mesmo que o da taxa de Kerma no ar de referência, já que ambas as medidas estão relacionadas pela constante de taxa de Kerma no ar de referência. No entanto, os valores de constantes de taxa de Kerma no ar de referência variam entre diferentes fontes e autores.

Wasserman e Groenewald (1988) discutem as constantes de taxa de kerma para radionuclídeos e consideram o valor da constante como $0,110 \mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{MBq}^{-1}\cdot\text{m}^2$ para o Ir-192. Outro exemplo é Ninkovic e Adrovic (2012) que, em seu estudo, chegaram no valor da constante de $0,1091 \mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{MBq}^{-1}\cdot\text{m}^2$. Além disso, Carleton Laboratory For Radiotherapy Physics, ([s.d.]) apresenta diversos valores diferentes para a constante de taxa de Kerma no ar para o modelo de fonte da Varian com as mesmas dimensões para a parte ativa da fonte, com cada valor derivado de estudos distintos.

Neste trabalho, o valor da taxa de Kerma no ar de referência utilizado foi o definido pela IAEA (1999), que é $0,108 \mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{MBq}^{-1}\cdot\text{m}^2$. Esse valor se alinha com os valores encontrados

em outros estudos, porém com pequena diferença pois os resultados podem depender da fonte e da metodologia empregada. A discrepância entre os desvios da atividade aparente e taxa de Kerma no ar de referência pode ser atribuída a essas diferenças na constante de taxa de Kerma.

Apesar desse valor de incerteza na atividade aparente, a grandeza determinada pelos órgãos de controle para calibração é a taxa de kerma no ar de referência. Considerando essa grandeza, os resultados obtidos para a calibração da fonte em questão mostraram que os erros da taxa de Kerma no ar de referência foram inferiores a 1%, com uma variação de apenas 0,85% em relação à calibração realizada pelo fabricante. Esse valor está bem abaixo do limite estabelecido pelo TEC-DOC 1151 de 3%. Esse resultado, baseando-se no fato que os procedimentos de calibração realizados estão de acordo com as exigências colocadas pelos órgãos de controle, demonstram a confiabilidade da fonte para utilização em tratamentos de braquiterapia, garantindo que a fonte entregue as doses de radiação efetivamente prescritas aos pacientes.

É importante ressaltar que os procedimentos de calibração realizados no hospital são feitos para garantir que a intensidade da fonte de radiação esteja coincidindo com a calibração do fabricante. Entretanto, deve-se considerar que a calibração realizada pelo fabricante é feita em um ambiente mais controlado que o hospital, com equipamentos e condições que possibilitam maior precisão. No ambiente hospitalar, apesar de todos os protocolos adotados, há maior possibilidade ocorrer incertezas devido a condições ambientais e de estrutura. Sendo assim, para garantir maior segurança, os valores de referência utilizados para os tratamentos são os fornecidos pelo fabricante.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Através da avaliação prática dos procedimentos adotados pelo Hospital de Câncer da Universidade Federal de Uberlândia (HC-UFU/EBSERH) para a calibração da fonte de BT HDR, com base nos protocolos estabelecidos pelos órgãos reguladores, foi possível confirmar que os procedimentos estão em conformidade com as especificações exigidas para o funcionamento do serviço de radioterapia.

Os procedimentos realizados durante a troca e a calibração da fonte apresentaram resultados satisfatórios, evidenciando a qualidade da nova fonte implantada. Além disso, reforçou-se a importância da calibração como uma etapa indispensável no processo de qualidade em BT, garantindo que a fonte entregue as doses prescritas aos pacientes.

A participação na rotina do setor de Radioterapia, durante a troca e calibração da fonte, proporcionou uma importante vivência prática no que diz respeito o papel do Físico Médico no hospital. Essa experiência permitiu a aplicação dos conceitos teóricos adquiridos ao longo da graduação, ampliando, de maneira significativa, o conhecimento técnico em controle de qualidade em BT.

REFERÊNCIAS

- BALTAS, D., SAKELLIOU, L., & ZAMBOGLOU, N. (2006). The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology (1^a ed.). CRC Press. <https://doi.org/10.1201/9781420012422>
- BRASIL, Ministério da Saúde; Instituto Nacional do Câncer. Manual para técnicos em radioterapia: curso para técnicos em radioterapia. Rio de Janeiro: INCA, 2000a. Disponível em: <https://ninho.inca.gov.br/jspui/bitstream/123456789/11308/1/Manual%20para%20T%C3%A9cnicos%20em%20Radioterapia%20-%20202000.pdf>. Acesso em: 19 nov. 2024.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. TEC DOC - 1151: aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia. Rio de Janeiro: INCA, 2000b. Disponível em: https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files//media/document//tecdoc-1151_-_aspectos_fisicos_da_garantia_da_qualidade_em_radioterapia.pdf. Acesso em: 29 jan 2025.
- BRASIL. Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN). Norma CNEN NN 6.10: Requisitos de segurança e proteção radiológica para serviços de radioterapia. Rio de Janeiro, 2021. Disponível em: <https://www.gov.br/cnen/pt-br/acesso-rapido/normas/grupo-6/grupo6-nrm610.pdf>. Acesso em: 29 jan. 2025.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. Recomendações para calibração de fontes de Ir-192 de alta taxa de dose usadas em braquiterapia. Rio de Janeiro: INCA, 2005. (2^a Ed.). Disponível em: https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files/media/document/pqrt_calib_fnts_ir-192_2erevisada.pdf. Acesso em: 30 jan. 2025.
- CARLETON LABORATORY FOR RADIOTHERAPY PHYSICS. Varian, GammaMed Ir192 HDR Plus. Carleton University. [s.d.]. Disponível em: https://physics.carleton.ca/clrp/egs_brachy/seed_database/Ir192_HDR/GammaMed_HDR_Plus. Acesso em: 3 abr. 2025.
- COSTA, Alessandro Martins da. Desenvolvimento de câmaras de ionização tandem para utilização em programas de controle da qualidade em radioterapia e radiodiagnóstico. 2003. Tese (Doutorado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear-Aplicações) – Universidade de São Paulo, São Paulo, 2003. Disponível em: http://pelicano.ipen.br/PosG30/TextoCompleto/Alessandro%20Martins%20da%20Costa_D.pdf. Acesso em: 29 jan. 2025.
- ESTEVES, Sérgio Carlos Barros; OLIVEIRA, Antônio Carlos Zuliani de; FEIJÓ, Luís Fernando de Andrade. Braquiterapia de alta taxa de dose no Brasil. **Radiologia Brasileira**, v. 37, p. 337-341, 2004.
- GUEKEZIAN, Márcia. Elementos Químicos – Irídio: resistente à corrosão, ele é um metal mais caro que o ouro. CRQ-SP, 2023. Disponível em: <https://crqsp.org.br/iridio-mais-caro-que-ouro/>. Acesso em: 26 jan. 2025.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER (INCA). Radioterapia. Publicado em 06 fev. 2023. Atualizado em 23 mar. 2023. Disponível em: <https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/cancer/tratamento/radioterapia>. Acesso em: 19 nov. 2024.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER (INCA). 1º Seminário em Radioterapia. Capítulo 5 – Temas físicos. Texto de DEL VIGNA FILHO, Eugênio; FERREIRA, Maria Lúcia. Tradução de André E. Novaes de Almeida e Ricardo R. Villa-Forte. Rio de Janeiro: INCA, 2001. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/publicacoes/livros/1o-seminario-em-radioterapia>. Acesso em: 13 abr. 2025.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER (INCA). Planilhas de dosimetria e controle de qualidade do Programa de Qualidade em Radioterapia – PQR. [planilha em formato Excel]. Rio de Janeiro: INCA, 2012. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/publicacoes/apresentacoes/planilhas-de-dosimetria-e-controle-de-qualidade-do-programa-de-qualidade>. Acesso em: 14 abr. 2025.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). Dosimetry in Brachytherapy – An International Code of Practice for Secondary Standards Dosimetry Laboratories and Hospitals, Technical Reports Series No. 492, IAEA, Vienna (2023). Disponível em: https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/DOC-010-492_web.pdf. Acesso em: 02 fev. 2025

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). Calibration of brachytherapy sources: guidelines on standardized procedures for the calibration of brachytherapy sources at secondary standard dosimetry laboratories (SSDLs) and hospitals. Vienna: International Atomic Energy Agency, 1999. IAEA-TECDOC-1079. Disponível em: https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te_1079_scr.pdf. Acesso em: 2 fev. 2025.

KEMİKLER, Gönül. History of brachytherapy. Turkish Journal of Oncology, v. 34, supl. 1, p. 1-10, 2019. DOI: 10.5505/tjo.2019.1. Disponível em: https://onkder.org/pdf/pdf_TOD_1053.pdf. Acesso em: 29 nov. 2024.

MCTIC - MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA, INOVAÇÕES E COMUNICAÇÕES. Características e aplicações de radioisótopos. 2024. Disponível em: https://antigo.mctic.gov.br/mctic/opencms/tecnologia/tecnologias_estrategicas/area_nuclear/_radioisotopos/Caracteristicas_e_aplicacoes_de_radioisotopos.html. Acesso em: 19 nov. 2024.

NINKOVIC, Marko M.; ADROVIC, Feriz. Air Kerma Rate Constants for Nuclides: Important to Gamma Ray Dosimetry and Practical Application. 2012. Disponível em: <https://www.intechopen.com/chapters/32834>. DOI: 10.5772/39170. Acesso em: 1 abr. 2025.

NIST - National Institute of Standards and Technology. Isotopic composition of elements. Iridium (Ir). Disponível em: https://physics.nist.gov/cgi-bin/Compositions/stand_alone.pl?ele=Ir. Acesso em: 03 dez. 2024.

OKUNO, Emico, YOSHIMURA, Elisabeth. Física das Radiações. 2010. São Paulo. Oficina de textos.

PYRAMID TECHNICAL CONSULTANTS, Inc. I404 Four Channel Digital Electrometer: User Manual. Lexington, MA: Pyramid Technical Consultants, Inc., [s.d.]. Disponível em: https://assets.ctfassets.net/5vxgrhuzunkj/6BRRPv3a6VTdEqxcdiICBC/b9d6415adc3d06474ebe6d471f9c7324/I404_UM_130129.pdf. Acesso em: 29 jan. 2025.

RADIATION PRODUCTS DESIGN, Inc. Perma-Doc Phantom, GammaMed Plus HDR. [s.d.]. Disponível em: <https://www.rpdinc.com/perma-doc-phantom-gammamed-plus-hdr-4557.html>. Acesso em: 01 abr. 2025.

ROSTELATO, Maria Elisa Chuery Martins. Estudo e desenvolvimento de uma nova metodologia para confecção de sementes de iodo-125 para aplicação em braquiterapia. 2005. Tese (Doutorado) – Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005. Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/premio2006/Maria_Elisa_D_MH.pdf. Acesso em: 29 abr. 2025.

SCAFF, Luiz Alberto Malaguti. Física da radioterapia. São Paulo: SARVIER, 1997. ISBN 85-7378-082-7. Encontrado em: <https://cristianopalharini.wordpress.com/wp-content/uploads/2013/08/fisica-da-radioterapia.pdf>. Acesso em: 01 dez. 2024.

SOARES, T. dos S. Avaliação do controle de qualidade da braquiterapia de altas taxas de dose no tratamento do câncer de colo de útero. 2000. Universidade Federal de Pernambuco. Disponível em: https://repositorio.ufpe.br/bitstream/123456789/4930/1/arquivo4395_1.pdf. Acesso em 02 dez. 2024.

STEWART, Alexandra J.; VISWANATHAN, Akila N. Current controversies in high-dose-rate versus low-dose-rate brachytherapy for cervical cancer. *Cancer*, [S.l.], v. 107, n. 5, p. 908–915. 2006. DOI: <https://doi.org/10.1002/cncr.22054>. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/cncr.22054>. Acesso em: 13 abr. 2025.

VARIAN MEDICAL SYSTEMS, Inc. Instruções de Utilização do GammaMedplus™ iX, incluindo o GammaMedplus™ 3/24 iX. Versão 1.2. Publicação n. GM11020750. [S.l.]: Varian Medical Systems, 2020. Disponível em: <https://consultas.anvisa.gov.br/api/consulta/produtos/25351913272202406/anexo/T28406484/nomeArquivo/6.2.1%20GammaMedplus_iX_Instructions_for_Use_PTB.pdf?Authorization=Guest>. Acesso em: 31 jul. 2025.

VENSELAAR, J., PÉREZ-CALATAYUD, J., A Practical Guide to Quality Control of Brachytherapy Equipment, ESTRO Booklet No. 8, ESTRO, Brussels. 2004. Encontrado em: <https://www.estro.org/ESTRO/media/ESTRO/About/Physics%20booklets/booklet-8-a-practical-guide-to-quality-control-of-brachytherapy-equipment.pdf>. Acesso em: 2 fev. 2025.

WASSERMAN, H.; GROENEWALD, W. Air kerma rate constants for radionuclides. *European Journal of Nuclear Medicine*, v. 14, n. 11, p. 569-571, 1988. DOI: 10.1007/BF00286779. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3208786/>. Acesso em: 1 abr. 2025.

XAVIER, Allan Moreira et al. Marcos da história da radioatividade e tendências atuais. *Química Nova*, São Paulo, v. 30, n. 1, p. 83-91, 2007. Disponível em:

<https://www.scielo.br/j/qn/a/c4djyQQXBCLfrZNfFNWB7nC/?format=pdf>. Acesso em: 01 dez. 2024.

ZILLI, C. A.; DROUBI, L. F. P.; HOCHHEIM, N. Regressão polinomial e redes neurais artificiais na avaliação de imóveis: um estudo de caso. Revista Valorem, [S. l.], v. 1, n. 1, p. 82–91, 2022. DOI: 10.29327/2290393.1.1-7. Disponível em: <https://revistavalorem.com/index.php/home/article/view/3>. Acesso em: 9 abr. 2025.

ANEXO A – PLANILHA DE AUXÍLIO DISPONIBILIZADA PELO INCA

Fonte: INCA (2012).

ANEXO B – MODELO DE REGRESSÃO POLINOMIAL

A técnica de regressão polinomial usada para a análise pode ser encontrada em (ZILLI; DROUBI; HOCHHEIM, 2022) e está apresentada abaixo.

O modelo de regressão polinomial usado para ajustar a curva é um modelo de regressão para curvas que não possuem comportamento linear. O polinômio obtido por esse método é da forma:

$$y_i = \alpha_0 + \alpha_1 x + \alpha_2 x^2 + \cdots + \alpha_m x^m + e_i$$

Sendo α_m os coeficientes associados a cada grau da função e e_i o resíduo resultante das diferenças entre o valor ajustado e o observado durante as medições. O resíduo pode ser determinado isolando o e_i na equação:

$$e_i = y_i - (\alpha_0 + \alpha_1 x + \alpha_2 x^2 + \cdots + \alpha_m x^m)$$

Para encontrar o melhor ajuste, é realizada a soma dos quadrados dos resíduos conforme a equação (7), e realizadas as derivadas parciais em relação a cada coeficiente igualando-as a 0. Dessa maneira, é obtido um sistema de equações lineares, e usando o método dos mínimos quadrados é possível determinar os valores dos coeficientes.

$$S_r = \sum_{t=1}^n e_i^2 = \sum_{i=1}^n (y_i - (\alpha_0 + \alpha_1 x + \alpha_2 x^2 + \cdots + \alpha_m x^m))^2$$

Neste trabalho, foi utilizada a regressão polinomial de grau 3 por meio da função np.polyfit(x, y, grau) da biblioteca NumPy do Python, que realiza o ajuste polinomial aos dados fornecidos, retornando os coeficientes do polinômio ajustado. A equação gerada pela regressão polinomial de grau 3 fica da seguinte forma:

$$y_i = \alpha_0 + \alpha_1 x + \alpha_2 x^2 + \alpha_3 x^3$$

Utilizando os valores da Tabela 4, em que a posição está representada no eixo x e as leituras no eixo y, foi possível obter a seguinte equação, conforme ilustrado nos gráficos das figuras 12 e 13:

$$y = 0,0153781403x^3 - 6,08916083x^2 + 801,859173x - 35076,9372$$