



INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

**Caracterização de uma instalação de ^{60}Co para calibração de dosímetros
clínicos utilizados em radioterapia**

JOÃO CARLOS ALVES PRESTES

**Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Mestre em Ciências na Área de Tecnologia
Nuclear – Aplicações.**

**Orientadora:
Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens**

SÃO PAULO

2021

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

**Caracterização de uma instalação de ^{60}Co para calibração de dosímetros
clínicos utilizados em radioterapia**

Versão Corrigida

Versão Original disponível no IPEN

JOÃO CARLOS ALVES PRESTES

Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear – Aplicações.

Orientadora:
Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens

SÃO PAULO

2021

Fonte de Financiamento: CNEN

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

Como citar:

PRESTES, J. C. A. ***Caracterização de uma instalação de ^{60}Co para calibração de dosímetros clínicos utilizados em radioterapia***. 2021. 59 f. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN, São Paulo. Disponível em: <<http://repositorio.ipen.br/>> (data de consulta no formato: dd/mm/aaaa)

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

Prestes, João Carlos Alves
Caracterização de uma instalação de ^{60}Co para calibração de dosímetros clínicos utilizados em radioterapia / João Carlos Alves Prestes; orientadora Maria da Penha Albuquerque Potiens. -- São Paulo, 2021.
59 f.

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação em Tecnologia Nuclear (Aplicações) -- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2021.

1. Radioterapia. 2. Calibração. 3. Theratron 780c. I. Potiens, Maria da Penha Albuquerque, orient. II. Título.

Dedicatória

Encerro essa etapa na minha carreira acadêmica com uma convicção: a profunda gratidão que tenho por aqueles que me ampararam durante essa trajetória que percorri que tenho certeza não teria sido exequível sem a participação de todos envolvidos, direta ou indiretamente nesse trabalho.

Dedico esse trabalho a todo corpo técnico do IPEN-LCI, em especial minha orientadora Dra Maria da Penha Albuquerque Potiens, que tanto se predispôs entendendo minhas dificuldades durante essa etapa.

AGRADECIMENTOS

A todo corpo de funcionários do LCI-IPEN, amigos e entidades parceiras a quem gratifico muito pela parceria no desenvolvimento de minha dissertação;

À professora Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens, por toda confiança, empenho, pela inestimável orientação, contribuição ao longo da execução do trabalho;

Aos parceiros e funcionários que não pouparam esforços em atender às demandas do meu trabalho, harmonizando por vezes horários e tarefas, de modo a assessorar as obrigações de minhas tarefas. Em especial, aos técnicos Claudinei, Marcos Xavier, Gelson, Renato e Aldo que sempre me auxiliaram com ideias e sugestões, sempre me incentivando; ainda aos amigos Ezequiel, Tallysson, Daniel e Lucas que com incentivos e paciência muito me auxiliaram no desenvolvimento deste trabalho;

Aos colegas Raphael, Ana Maria e Teresa que sempre estiveram do meu lado dando apoio e ajudando;

À Dra. Linda que sempre me apoiou e incentivou;

À CNEN pelo suporte financeiro parcial;

E pôr fim aos meus amigos de longa data pelo constante incentivo, Aderson Resende, Eric Brito, Antônio Moreira dentre tantos outros.

RESUMO

PRESTES, João C. A. **Caracterização de uma instalação de ^{60}Co para calibração de dosímetros clínicos utilizados em radioterapia** 2021 XXp
Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP. São Paulo

Este trabalho foi desenvolvido a fim de implementar as etapas de adequação e caracterização de um irradiador de ^{60}Co , que era utilizado no tratamento para que seja utilizado em procedimentos de calibrações de dosímetros clínicos utilizados em radioterapia. Foi realizado nesse trabalho uma conformação de um sistema irradiador doado ao Laboratório de Calibração do IPEN e a caracterização do feixe e do campo de radiação, de acordo com as recomendações do guia da AIEA (TRS-469, 2009). Para a instalação do novo irradiador, foi realizada a adaptação na atual sala de calibração para acomodar o cabeçote na posição de calibração. Também fez parte o desenvolvimento de um suporte o seu posicionamento. Na sequência foi necessária a correção no sistema de colimação. Para a caracterização do feixe de radiação foram realizados os testes iniciais de uniformidade do campo de radiação determinando o tamanho e o centro do feixe de radiação, determinação das grandezas de referência kerma no ar e dose absorvida na água, variações de saída devido ao movimento da fonte, tempo de estabilização, teste de corrente de fuga, teste de repetibilidade e estabilidade a longo prazo.

Palavras-chave: Radioterapia; Calibração; theratron 780c; Dosímetros Clínicos.

ABSTRACT

PRESTES, João C. A. ***Characterization of a ^{60}Co installation for calibration of clinical dosimeters used in radiotherapy.*** 2021 XXp Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP. São Paulo

This work was developed to implement the steps of adaptation and characterization of a ^{60}Co irradiator, which was used for treatment so that it can be used in clinical dosimeter calibration procedures used in radiotherapy. In this work, an adaptation of an irradiating system donated to the IPEN Calibration Laboratory was carried out and the characterization of the beam and the radiation field, according to the recommendations of the IAEA guide (TRS-469, 2009). For the installation of the new radiator, the current calibration room was adapted to accommodate the irradiator in the calibration position. The development of a support for its positioning was also part. Then, correction in the collimation system was necessary. For the characterization of the radiation beam, initial tests of uniformity of the radiation field were performed, determining the size and center of the radiation beam, determination of the kerma reference quantities in the air and dose absorbed in the water, variations in output due to the movement of the radiation source, stabilization time, leakage current test, repeatability test and long-term stability.

Keywords: Radiotherapy; calibration; theratron 780c; dosímetros clínicos.

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO	1
1.2 Objetivos	5
1.2.1 Objetivos específicos	5
1.2.2 Justificativa.....	5
2 FUNDAMENTOS	6
2.1 Programa de qualidade em radioterapia.....	6
2.2 Tópicos de dosimetria.....	7
2.2.1 Dose absorvida.....	8
2.2.2 Kerma no ar.....	10
2.3 Teoria da cavidade.....	10
2.3.1 Teoria da cavidade de bragg-gray.....	11
2.3.2 Teoria da cavidade de spencer-attix.....	11
2.3.3 Stopping-power.....	11
2.4 Cadeia de rastreabilidade metrológica.....	12
2.5 Calibração de instrumentos.....	14
2.5.1 Fatores de correção para qualidade de radiação do feixe	15
2.5.2 Incerteza	17
2.7 Equipamentos de dosimetria.....	18
2.7.1 Câmaras de ionização	18
2.7.2 Eletrômetro.....	19
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	21
3.1 Materiais	21
3.1.1 Sistemas de irradiação	21
3.1.1.1 Fonte de cobalto	21
3.1.1.2 Fonte de controle.....	21
3.1.2 Sistemas de medição	22
3.1.2.1 Câmara de ionização do tipo dedal.....	22
3.1.2.2 Monitor de área utilizado para determinar a fuga dos irradiadores.....	23
3.1.2.3 Monitor de área utilizado no mapeamento de dose.....	24
3.1.2.4 Objeto simulador	24
3.1.2.5 Instrumentos auxiliares	26

3.2	Métodos.....	26
3.2.1	Programa de estabilidade do sistema de referência	26
3.2.1.1	Teste de repetibilidade	26
3.2.1.2	Teste de estabilidade a longo prazo	27
3.2.1.3	Teste de corrente de fuga.....	28
3.2.1.4	Tempo de estabilização	29
3.2.2	Testes de caracterização do sistema do Irradiador de ⁶⁰ Co.....	29
3.2.2.1	Teste de fuga do irradiador Theratron 780C	29
3.2.2.2	Homogeneidade do campo de radiação do irradiador Theratron 780C.....	30
3.2.2.3	Teste de espalhamento do irradiador Theratron 780C	31
3.2.2.4	Variações de saída devido ao movimento da fonte	33
3.2.2.5	Mapeamento de dose do Irradiador Theratron 780C	34
4	RESULTADOS	36
4.1	Instalação física do irradiador na sala de calibração de dosímetros clínicos	36
4.1.1	Desenvolvimento do arranjo para posicionamento da câmara de ionização.....	39
4.1.2	Desenvolvimento do arranjo para posicionamento da câmara de vídeo.....	40
4.2	Determinação da fuga do cabeçote de ⁶⁰ Co.....	41
4.2.1	Homogeneidade do campo	43
4.2.2	Teste de espalhamento fora do feixe de radiação.....	43
4.2.3	Variações devido ao movimento da fonte	44
4.2.4	Mapeamento de dose na sala de irradiação.....	45
4.2.5	Fuga de Corrente.....	45
4.2.6	Repetibilidade das grandezas de referência.	45
4.2.7	Estabilidade a longo prazo.	47
5	CONCLUSÃO.	48
6	REFERÊNCIAS.....	50
7	ANEXOS.	54

LISTA DE FIGURAS

	Página
FIGURA 1 - FLUXOGRAMA DO SISTEMA INTERNACIONAL DE MEDIDAS (SI)	13
FIGURA 2 - VISTA SECCIONAL DE UMA CÂMARA DEDAL TÍPICA	19
FIGURA 3 - ELETRÔMETRO PADRÃO TERCIÁRIO PTW-UNIDOS E (B) CÂMARA DE IONIZAÇÃO PADRÃO TERCIÁRIO.....	23
FIGURA 4 – MONITOR DE ÁREA RADCAL UTILIZADO PARA DETERMINAR A FUGA DOS IRRADIADORES.....	23
FIGURA 5 – MONITOR DE ÁREA UTILIZADO NO MAPEAMENTO DE DOSE.....	24
FIGURA 6 - DIAGRAMA PARA CALIBRAÇÕES EM TERMOS DE DOSE ABSORVIDA NA ÁGUA	25
FIGURA 7 - ARRANJO PARA POSICIONAMENTO DA CÂMARA.....	25
FIGURA 8 - COMPONENTES UTILIZADOS NO TESTE DE ESTABILIDADE.....	28
FIGURA 9 - LOCALIZAÇÃO DO PONTO CRÍTICO DA FONTE A2	30
FIGURA 10 - ARRANJO PARA DETERMINAR A HOMOGENEIDADE DO CAMPO	31
FIGURA 11 - ARRANJO PARA DETERMINAR A RADIAÇÃO ESPALHADA.....	33
FIGURA 12 - ARRANJO PARA DETERMINAR VARIAÇÕES DA TAXA DE SAÍDA	34
FIGURA 13 – LEIAUTE DA SALA COM A DETERMINAÇÃO DE DOSE EM PONTOS ESPECÍFICOS	35
FIGURA 14 – LEIAUTE DA PLANTA BAIXA DO BUNKER.....	36
FIGURA 15 - ARRANJO UTILIZADO NO TRANSPORTE DA FONTE	37
FIGURA 16 - CONJUNTO DE SISTEMA DE CARRETLHA COM MOLA	38
FIGURA 17 - ARRANJO PARA IRRADIAÇÃO EM KERMA NO AR	40
FIGURA 18 - ARRANJO PARA SISTEMA DE MONITORAMENTO DE VÍDEO	41
FIGURA 19 - HOMOGENEIDADE DO CAMPO	46

LISTA DE TABELAS

	Página
TABELA 1 – CONDIÇÕES DE REFERÊNCIA PARA DETERMINAÇÃO DA DOSE ABSORVIDA NA ÁGUA EM UM FEIXE DE ^{60}Co	8
TABELA 2 – CLASSIFICAÇÃO DOS INSTRUMENTOS.....	12
TABELA 3 – PRINCIPAIS CARACTERÍSTICAS DA FONTE DE ^{60}Co	21
TABELA 4 – PRINCIPAIS CARACTERÍSTICAS DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO	22
TABELA 5 – INSTRUMENTOS AUXILIARES	26
TABELA 6 – ETAPAS DA INSTALAÇÃO DO IRRADIADOR DE ^{60}Co	39
TABELA 7 – VALORES DA FUGA DO IRRADIADOR THERATRON DISTÂNCIA 5CM	42
TABELA 8 – VALORES DA FUGA DO IRRADIADOR THERATRON DISTÂNCIA 1M	42
TABELA 9 – VALORES DA FUGA DO IRRADIADOR GAMMATRON DISTÂNCIA 5CM	42
TABELA 10 – VALORES DA FUGA DO IRRADIADOR GAMMATRON DISTÂNCIA 1M	42
TABELA 11 – VALORES DA RADIAÇÃO ESPALHADA IRRADIADOR THERATRON.	44
TABELA 12 – VALORES DE CARGA OBTIDOS NO TEMPO DE 240s, SEM MOVIMENTAÇÃO DA FONTE	44
TABELA 13 – VALORES DE CARGA OBTIDOS NO TEMPO DE 240s, COM MOVIMENTAÇÃO DA FONTE.	44
TABELA 14 – MAPEAMENTO DE DOSE SALA	45
TABELA 15 – TESTE DE REPETIBILIDADE DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO PTW EM TERMOS DE DOSE ABSORVIDA NA ÁGUA.	46
TABELA 16 – TESTE DE REPETIBILIDADE DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO PTW EM TERMOS DE KERMA NO AR.....	46

TERMINOLOGIAS SIGLAS E ABREVIATURAS

Os termos técnicos utilizados neste documento estão de acordo com as definições contidas no Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia do INMETRO.

AIEA	Agência Internacional de Energia Atômica
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
BIPM	<i>Bureau International des Poids et Mesures</i>
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
ICRU	<i>International Commission On Radiation Units And Measurements</i>
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
LCI	Laboratório de Calibração de Instrumentos
LNMRI	Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes
OMS	Organização Mundial de Saúde
PMMA	<i>Methacrylate (C₅H₈O₂)</i>
PSDL	Laboratório de Dosimetria Padrão Primário
SI	Sistema Internacional
SSDL	Laboratório de Dosimetria Padrão Secundário
SUS	Único de Saúde
TRS	<i>Technical Reports Series</i>

1 INTRODUÇÃO

O câncer está classificado entre as principais doenças crônicas não transmissíveis do mundo, e está entre as quatro principais causas de morte prematura (antes dos 70 anos de idade) na maioria dos países. Para 2030 é previsto uma expansão na ocorrência de 54% em comparação a 2015. Devido a esse aumento, estratégias e políticas públicas necessitam de uma atenção especial que vise amparar as necessidades por tratamento, em especial na radioterapia. Sendo necessária, nesta modalidade, a atuação de uma equipe técnica multidisciplinar, assim como, de equipamentos específicos⁽¹⁾. No Brasil a distribuição epidemiológica do câncer é tida como uma transição, envolvendo uma expansão entre os tipos de câncer normalmente associados ao alto *status* sócio-econômico^(2,3).

Os tumores mais recorrentes no país na população masculina são aqueles localizados na próstata, pulmão, estômago, cólon, reto e esôfago. Entretanto, em mulheres prevalece o câncer de mama (desconsiderando o câncer de pele não melanoma), seguido pelos cânceres de colo uterino, cólon, reto, pulmão e esôfago^(2,4). Em relação à distribuição mundial, uma estimativa recente da *International Agency for Research on Cancer* (IARC) apontou que, pela primeira vez, em 2020 o número de casos de câncer de mama ultrapassou o número de câncer no pulmão, representando o quinto lugar em casos de morte por câncer⁽⁵⁾.

A incidência do câncer está sempre aumentando, principalmente devido ao aumento da expectativa de vida da população de uma maneira geral. Aproximadamente 10 milhões de novos casos ocorrem por ano em todo o mundo, com um pouco mais da metade dos casos ocorrendo em países em desenvolvimento. Cerca de metade de todos os casos de cânceres são tratados com radioterapia, seja como parte de seu tratamento primário ou em conexão com recorrências ou tratamento paliativo⁽⁶⁾.

A radioterapia é uma especialidade multidisciplinar que utiliza fontes de radiação em equipamentos complexos para a aplicação do tratamento. Por conta disso, existe uma grande necessidade de profissionais qualificados (oncologistas,

físicos médicos, técnicos de radioterapia, supervisores de proteção radiológica, engenheiros de manutenção etc.), para garantir desenvolvimento adequado da infraestrutura médica para o tratamento do câncer. Além disso, outros componentes de um programa de gerenciamento de tratamento do câncer devem incluir a prevenção e o diagnóstico precoce do câncer ⁽⁶⁾.

No Brasil, a radioterapia pode ser considerada uma especialidade nova se comparada com a idade da medicina geral. O início da radioterapia no país foi em 1901, no estado do Rio Grande do Sul, com o médico Dr. Becker Pinto, sendo ele o primeiro a fazer uso de um equipamento de raios X para tratamento de um tumor de pele. A radioterapia é um dos recursos terapêuticos mais relevantes no tratamento do câncer e tem demonstrado evolução do ponto de vista técnico e profissional nos últimos anos, mas nem todos esses avanços estão ao alcance da maioria das instituições. Ao compararmos com países mais desenvolvidos, nossa realidade se distancia ainda mais^(5,6).

Os procedimentos de radioterapia representam importante posição no Sistema Único de Saúde (SUS), no suporte às neoplasias. O aumento da incidência de mortalidade relacionada às neoplasias tem contribuído para expansão da área da radioterapia no Brasil⁽¹⁾.

Outro fator importante nos serviços de radioterapia é o risco incluído em seus procedimentos, sendo essa uma modalidade que emprega o uso da radiação ionizante com finalidade de tratamento de um tumor^(3,7).

A qualidade de um tratamento de radioterapia está diretamente ligada a aspectos que podem ser classificados como clínicos, por exemplo, o diagnóstico, a posição do tumor, o método de tratamento escolhido e a contínua reavaliação do tratamento; dosimétricos ou físicos, tais como a incerteza no cálculo da dose, sua otimização e sua verificação, a confiabilidade dos instrumentos para garantir um feixe de radiação coerente com o planejamento do tratamento⁽⁷⁾.

Dessa maneira, para averiguar a qualidade da radioterapia, se faz necessário compreender que os três aspectos, médico, físico ou dosimétrico, e o de aplicação prática, devem estar presentes de maneira pactuada^(6,7).

Tal particularidade exige desse setor a necessidade de se submeter a dupla regulação sanitária, ao controle da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e da Vigilância Sanitária, por meio da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) em nível federal e equipes de secretarias de saúde estaduais e municipais, em níveis regional e local. Neste sentido, o dever dos órgãos reguladores consiste em vigiar para que em cada instituição que utilize esses serviços seja implementado um programa integral de garantia da qualidade, ao mesmo tempo em que o papel da instituição seria implementar e executar o predito programa^(3,7,8,9).

Todo serviço de radioterapia deve ser registrado na CNEN. De acordo com o Cadastro de Serviços de Radioterapia da CNEN, até a data da presente pesquisa, o número total é de 263 instalações de radioterapia em operação no país⁽¹⁰⁾. A Organização Mundial de Saúde (OMS) preconiza uma máquina de emissora de radiação da faixa de megavoltagem (MV) para cada 600 mil habitantes⁽⁶⁾. O Brasil apresenta um déficit aproximado de 255 equipamentos de radioterapia⁽¹⁾.

As Legislações nacionais e internacionais determinam os testes de desempenho para dispositivos medidores de radiação, e sugerem limites para cada teste especificado, estabelecem metodologias e periodicidade para calibração de tais dispositivos e determinam as qualidades de feixes em que os mesmos devem ser calibrados^(11,7)

Os instrumentos que permitem a verificação de medições das grandezas de referência são chamados de dosímetros, composto pelo conjunto câmara de ionização, cabos de extensão triaxiais com conectores e eletrômetro, no qual todos os conectores do conjunto são triaxiais. Quando utilizados em radioterapia são nomeados dosímetros clínicos⁽¹²⁾.

A Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) recomenda que todo equipamento de monitoração individual e de área seja calibrado antes de sua primeira utilização, e depois passe a ser calibrado a cada 12 a 14 meses. A norma brasileira que regula os serviços de radioterapia em relação aos requisitos de proteção radiológica recomenda a calibração do dosímetro clínico a cada dois anos⁽¹²⁾.

A rastreabilidade, precisão e consistência das medidas de radiação são essenciais na dosimetria de radiação, particularmente em radioterapia, onde os limites sugeridos para o funcionamento de instrumentos são mais restritivos, uma vez que a efetividade do tratamento dos pacientes está estreitamente associada a acurácia da dose de radiação entregue ao volume alvo e nos tecidos adjacentes saudáveis. Por menor que seja o erro na dosimetria em radioterapia, esse irá influenciar diretamente na saúde do paciente que está recebendo o tratamento. Uma dose subestimada, pode comprometer o tratamento tornando-o ineficaz. Já para uma dose superestimada, poderá acometer tecidos adjacentes saudáveis, originando queimaduras, ou até mesmo provocando mutações, que podem estimular o curso de desenvolvimento de tumores secundários^(11,12,13,14).

Atualmente a exatidão na entrega de dose ao paciente é considerada um dos principais objetivos na radioterapia. Essa precisão deve estar entre +/- 5%, representado também como a tolerância do desvio entre a dose prescrita e a dose entregue no volume alvo. A dose absorvida na água é a grandeza de maior interesse na radioterapia, uma vez que essa grandeza se relaciona estreitamente com os efeitos biológicos da radiação. As vantagens de se realizar calibrações em termos de dose absorvida na água e procedimentos dosimétricos utilizando esses coeficientes de calibração têm sido relatados por vários autores e é a recomendação do principal código de prática adotado pelos principais laboratórios de calibração e dosimetria do mundo⁽¹⁴⁾.

O laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI), do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), iniciou em 1980 sua atuação em serviços de calibração dos mais variados tipos de detectores de radiação: monitores de contaminação, monitores gama, monitores beta, dosímetros clínicos, ativímetros, entre outros, com radiações X, alfa, beta e gama, níveis radioproteção, radiodiagnóstico e radioterapia, com o objetivo de garantir a confiabilidade nas medições. Para dosimetria clínica o irradiador utilizado até o final do ano 2017 já apresentava uma exaustão na sua atividade impedindo que se obtivesse uma confiança nos resultados apresentados aos usuários, sendo que muitas vezes um falso resultado poderia sugerir um defeito no instrumento em uso. Com a doação de um irradiador em desuso pela Santa Casa de Sorocaba, foi possível a substituição por um sistema com atividade adequada

para o serviço de calibração. O propósito deste estudo foi o desenvolvimento de um novo sistema de calibração de dosímetros clínicos utilizados em radioterapia, seguindo as recomendações do mais recente guia para laboratórios de calibração em radioterapia publicado pela AIEA.

1.2 Objetivos

O objetivo principal deste trabalho foi a caracterização de um novo sistema de irradiação gama de ^{60}Co , para a calibração de dosímetros clínicos utilizados em radioterapia.

1.2.1 Objetivos específicos

- I. Instalação física do novo irradiador na sala de calibração de dosímetros clínicos;
- II. Projeto e construção de um arranjo de posicionamento que permitirá alternar entre medições no simulador de água (Dose absorvida na água) e no ar (Kerma no ar);
- III. Determinação das principais características do feixe de radiação, como tamanho de campo na posição de calibração, energia do feixe, teste de radiação de fuga e de espalhamento do irradiador;
- IV. Estabelecimento de um programa de estabilidade a longo prazo do sistema de referência do LCI.
- V. Determinação das grandezas de referência kerma no ar e dose absorvida na água;

1.2.2 Justificativa

Este trabalho foi desenvolvido com a finalidade de implementar os protocolos praticados atualmente para a dosimetria clínica, que estão baseados no TRS-469⁽¹²⁾. A sua atualização implica em procedimentos específicos visando à diminuição das fontes de incertezas na dose entregue ao paciente e da incorporação pelo Sistema da Qualidade seguindo as diretrizes da norma ISO/IEC 17025, que estabelece requisitos para a implantação.

2 FUNDAMENTOS

2.1 Programa de qualidade em radioterapia

A finalidade do Programa de Qualidade em Radioterapia é atuar junto aos serviços de radioterapia em território nacional, principalmente aos que atendem ao SUS, visando a implantação e a implementação de programas de controle e garantia de qualidade, para que cada instalação, de acordo com seu nível tecnológico, proporcione a seus pacientes a aplicação desse tratamento com a melhor eficiência e eficácia possível. Existem numerosas publicações que com maior ou menor profundidade discutem diferentes aspectos da garantia da qualidade em radioterapia, a norma da CNEN NN 6.10 de 2017 exerce força de lei e tem como objetivo “estabelecer os requisitos necessários à segurança e proteção radiológica, relativos ao uso de fontes de radiação constituídas por materiais ou equipamentos capazes de emitir radiação ionizante, para fins terapêuticos”. O documento da AIEA *Setting up a radiotherapy programme: clinical, medical physics, radiation protection and safety aspects* de 2008, foi publicado com o objetivo de atender a demanda atual, na prestação de assistência e o estabelecimento de programas de dosimetria, calibração, segurança e aspectos de manutenção os quais podem comprometer o resultado do tratamento dos pacientes, resultando em riscos de acidentes. O documento possibilita uma abordagem sistemática para estabelecer e atualizar um programa de radioterapia.

O TEC DOC - 1151 aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia. Publicado em 2000 pelo Instituto Nacional do Câncer, é mais uma publicação que tem como objetivo ressaltar a importância de padronização dos parâmetros básicos dos tratamentos radioterápicos, tanto para teleterapia quanto para braquiterapia. Trata-se de uma tradução para o português de um dos produtos do Projeto Arcal, da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA), com o propósito de elaborar um programa ou protocolo de garantia da qualidade em radioterapia para uso na América Latina, com ênfase nos aspectos físicos e técnicos, mas sem ignorar temas nos quais intervêm conjuntamente aspectos físicos e médicos. O documento apresenta recomendações para implantar um Programa de Garantia da Qualidade detalhado e aborda os testes e medidas

necessárias para o Controle da Qualidade. Dispõe também de recomendações específicas para cada tipo de unidade de tratamento (acelerador linear, unidade de ^{60}Co etc.).

O programa de qualidade em radioterapia é muito amplo e aborda diversos tópicos. Um desses é que a instalação deve garantir a calibração dos instrumentos de medição a cada dois anos, em laboratório de metrologia, no intervalo de energia em que é utilizado, por um laboratório de metrologia acreditado pela Rede Brasileira de Calibração. Essa verificação possibilita que o supervisor de proteção radiológica tenha como analisar os resultados de controles e monitorações individuais e de área, e caso necessário tomar medidas de segurança e proteção radiológica, e providenciar as devidas correções e/ou reparos, visando a segurança da equipe e assegurando a excelência no tratamento do paciente.

2.2 Tópicos de dosimetria

Existiu uma fase em que se utilizavam partes do nosso corpo como referência, para unidades de medida no comércio, tais como pé, polegada e palmo. Entretanto, a falta de não existir um padrão, isso ocasionava sérios problemas. No ano de 1970, foi criado o Sistema Métrico Decimal, que futuramente se transformou no Sistema Internacional (SI), através da Academia de Ciências Francesa⁽¹⁵⁾.

O procedimento essencial para determinação da distribuição de dose absorvida no paciente engloba a utilização de medições com um detector de radiação em um objeto simulador posicionado no campo de radiação. Essas medições incluem a determinação da dose absoluta em uma profundidade e campo de radiação de referência e a dose relativa em pontos diversos do objeto simulador de forma a realizar um mapeamento da distribuição da dose⁽¹⁶⁾.

Na radioterapia, a atuação mais relevante da radiação é a de suprimir células tumorais. O efeito estará diretamente relacionado com a quantidade de energia depositada numa certa massa de tecido. Conseqüentemente, o propósito principal da dosimetria em radioterapia é o de medir ou estimar a dose absorvida nos diversos tecidos de um paciente^(15,16).

2.2.1 Dose absorvida

As grandezas de proteção e as operacionais são fundamentadas na definição da grandeza física dose absorvida ou simplesmente, DOSE, é a quantidade de energia média depositada pela radiação em um meio elementar de massa, expressa na Equação 1.

$$D = d\bar{E}/dm \quad (1)$$

em que $d\bar{E}$ é a energia média depositada num meio de massa dm . A massa dm , deve ser muito reduzida, mas não insignificante, para que a energia média não sofra flutuações estatísticas dentro dela.

A determinação da dose absorvida com exatidão é fator determinante para o sucesso de um tratamento radioterápico, tendo em vista o controle do tumor sem causar danos aos tecidos adjacentes saudáveis.

A unidade da dose absorvida no SI é o gray (Gy) (Inmetro-1979): sendo $1 \text{ Gy} = 1 \text{ j/kg}$.

O procedimento para obtenção da dose absorvida na água em um feixe de radioterapia, utilizando uma câmara de ionização nas calibrações foram executadas seguindo as recomendações do TRS-469⁽¹²⁾, que utiliza condições de referência para determinação da dose absorvida na água demonstrados na Tabela 1.

Tabela 1 - Condições de referência para determinação da dose absorvida na água em um feixe de ^{60}Co .

Grandeza de Influência	Valor ou características de referência
Material do objeto simulador	Água
Tamanho do objeto simulador	30 cm x 30 cm x 30 cm (aproximadamente)
Modelo da câmara	Cilíndrica
Profundidade da medição	5 cm
Ponto de referência da câmara	No centro do volume sensível, no eixo central
Posição do ponto de referência da câmara	Na profundidade de 5 cm
Distância fonte-superfície	100 cm
Tamanho do campo	10 cm x 10 cm

A utilização do objeto simulador proporciona um posicionamento reprodutível das câmaras de ionização, em uma profundidade de referência com a utilização de uma base de PMMA onde estas serão posicionadas no interior do

suporte de acrílico, não entrando em contato com a água. Nas calibrações em termos de dose absorvida na água, as câmaras de ionização são posicionadas com o eixo central perpendicular à direção do feixe de radiação, sem a capa de equilíbrio eletrônico, isso porque a presença da água já é capaz de realizar o equilíbrio de partículas carregadas.

A dose absorvida, $D_{w,Q}$, na água em uma profundidade de referência Z_{ref} em água para um usuário de um feixe com qualidade de radiação Q e na ausência da câmara de ionização é dado pela Equação 2.

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q} \quad (2)$$

Onde M_Q é a leitura da câmara de ionização do usuário no feixe com qualidade de radiação Q , corrigidos para os valores de referência com as grandezas de influência e $N_{D,w,Q}$ é o coeficiente de calibração em termos de dose absorvida na água para a câmara de ionização utilizada, calibrada em um laboratório padrão para a qualidade de radiação Q do usuário.

Quando não tem a disponibilidade da calibração direta em um feixe clínico, ou quando o feixe com qualidade de radiação Q do usuário é diferente da qualidade do feixe de calibração Q_0 , a Equação 3 é dada por:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (3)$$

Onde N_{D,w,Q_0} é o coeficiente de calibração em termos de dose absorvida na água de uma câmara de ionização, medida em um laboratório padrão para calibração do feixe com qualidade de radiação Q_0 e k_{Q,Q_0} é o fator de correção de N_{D,w,Q_0} pela diferença entre o feixe com qualidade de radiação Q_0 e o feixe do usuário com qualidade de radiação Q .

Os benefícios da calibração em termos de dose absorvida na água e procedimentos de dosimetria utilizando esses fatores de calibração são: redução das fontes de incerteza, um sistema padrão primário mais confiável e um formalismo simples para ser seguido⁽¹⁴⁾.

2.2.2 Kerma no ar

O kerma (K), acrograma em inglês de energia cinética liberada no meio absorvedor, sendo esta outra grandeza física também medida em gray, é dado pelo cociente da energia transferida dE_{tr} por dm , sendo dE_{tr} a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas pelas partículas sem carga em uma massa dm de material, é dada pela Equação 4

$$K = d\bar{E}_{tr}/dm \quad (4)$$

Deste modo, o kerma é uma grandeza aplicável à radiação indiretamente ionizante, com fótons e nêutrons. O kerma e a dose absorvida podem ser medidos experimentalmente com dispositivos específicos calibrados para essa finalidade. O kerma no ar (air kerma) representa o valor de kerma em uma determinada massa de ar e é da mesma maneira medido em gray. Com base no kerma no ar, é possível calcular o kerma no ar na entrada do corpo de um paciente e a dose absorvida na pele, bem como os equivalentes de dose, usando os coeficientes de conversão que estão disponíveis e tabelados no *International Commission On Radiation Units And Measurements*^(13,14,15,16).

Nos feixes de ^{60}Co , esses elétrons são liberados principalmente através de interações de espalhamento Compton, entretanto não importa a fonte das partículas carregadas, o que é relevante é a energia cinética total de todas as partículas carregadas liberadas nas interações de fótons incidentes na região.

Para as calibrações em termos da grandeza kerma no ar, as câmaras de ionização devem ser montadas com a capa de equilíbrio eletrônico para a determinação do equilíbrio das partículas carregadas.

Atualmente a quantidade de calibrações em termos de kerma no ar diminuíram relativamente, uma vez que a dose absorvida na água é a grandeza de maior interesse na dosimetria.

2.3 Teoria da cavidade

A câmara de ionização é o componente utilizado para medir a dose absorvida num meio. Para realizar as medições é necessário colocar o detector

de radiação no meio e a teoria da cavidade relaciona a dose absorvida numa cavidade de detector com tamanho e composição arbitrária, com a dose absorvida num meio de número atômico ou composição diferente. O tamanho da cavidade, quando comparado ao alcance dos elétrons presentes no meio, determina o tipo de teoria cavitária a ser aplicada. Determinadas teorias da cavidade para feixes de fótons foram propostas, de acordo com o volume da cavidade^(15,16,17).

2.3.1 Teoria da cavidade de *bragg-gray*

A primeira teoria cavitária foi a teoria de *Bragg-Gray*, definida para relacionar a dose absorvida no meio com o detector presente nele. As condições para aplicação da teoria são, de que a dose absorvida na cavidade é depositada exclusivamente por partículas carregadas em deslocamento, a cavidade deve ser pequena quando comparada com a variedade de partículas carregadas incidentes, de forma que sua presença não perturbe a fluência de partículas carregadas no meio. Esse é um modelo de perda contínua de radiação, e considera que toda energia perdida pelos elétrons é dissipada no local e, desta maneira integrada no poder de freamento.

2.3.2 Teoria da cavidade de *spencer-attix*

Uma nova teoria da cavidade de *Spencer-Attix* é vista como uma formulação geral, que considera a formação de elétrons secundários que possuem energia suficiente para produzir ionizações adicionais próprias, capazes de atravessar a cavidade, resultando na redução de energia absorvida na cavidade. Apesar de não possuírem grande relevância não devem ser desprezadas.

2.3.3 *Stopping-power*

O *stopping-power*, ou poder de freamento, representa a perda de energia inelástica de um elétron em um meio. Os dois modelos de poder de freamento são por colisão, que resultam em interações de partículas carregadas

com elétrons orbitais, e radioativa que resulta em interações de partículas carregadas com o núcleo do átomo.

A razão *stopping-power* nos cálculos de dose absorvida, desempenham um papel relevante, seja para medições absolutas ou relativas^(15,16,17).

2.4 Cadeia de rastreabilidade metrológica

Os propósitos de uma rede de Laboratórios de Dosimetria Padrões Secundários (SSDLs) são: promover a calibração de dosímetros de radiação; operar como reguladores entre os laboratórios primários e os clientes; e promover recomendações e assessoria em todos os aspectos da metrologia de radiação⁽¹⁸⁾. Apesar da principal atribuição de um SSDL seja realizar a calibração de dosímetros, os profissionais responsáveis pela calibração devem ter conhecimento de como esses conjuntos serão utilizados na rotina hospitalar, a fim de ser capaz de dar recomendações, a respeito de qual a melhor maneira de utilização do conjunto dosimétrico. A classificação dos instrumentos de referência está descrita na Tabela 2.

Tabela 2 – Classificação dos instrumentos de referência

Classificação dos instrumentos
Padrão: instrumento de medição que tem por propósito definir, representar fisicamente, conservar ou reproduzir a unidade de uma grandeza a fim de difundi-la a outros instrumentos de medida por meio de comparação.
Padrão primário: instrumento de mais alta qualidade metrológica que permite a determinação da unidade de uma grandeza a partir de sua definição, e cuja precisão é verificada por meio de comparação com padrões comparáveis de outras instituições que participam do sistema internacional de medidas.
Padrão secundário: instrumento calibrado a partir da comparação com um padrão primário, diretamente ou indiretamente com a utilização de um padrão de trabalho, sendo rastreáveis ao Laboratório de Dosimetria Padrão Primário (PSDL).
Padrão de trabalho: padrão utilizado rotineiramente para calibrar instrumentos de medida. O padrão de trabalho é periodicamente comparado com o padrão.

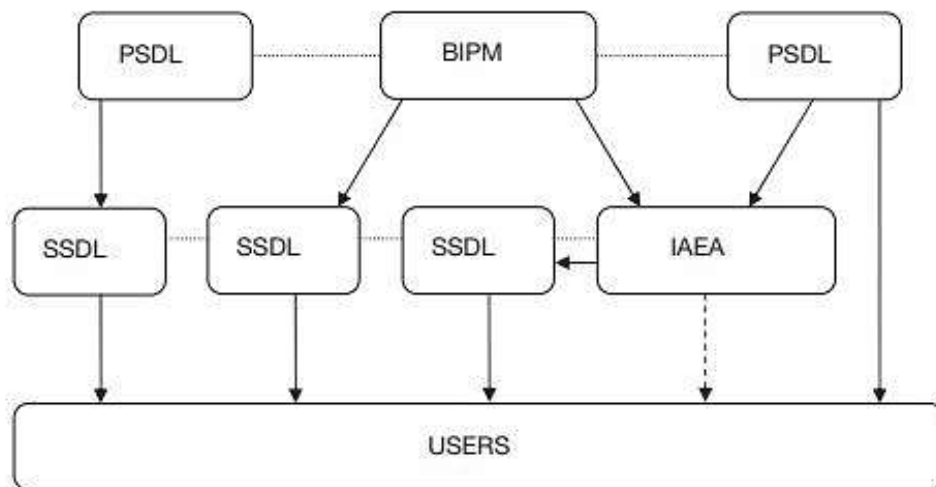
Padrão de referência: padrão de alta qualidade metrológica, a partir do qual são provenientes as medidas feitas nesta região. Em um PSDL, o padrão de referência geralmente é um padrão primário. Em um SSDL, o padrão de referência deve ser um padrão secundário.

Padrão Nacional: Padrão estabelecido por decisão nacional oficial como base para fixar o valor, em um país, de todos os outros padrões daquela grandeza.

Instrumento de campo: instrumento utilizado para medições rotineiras. Um dosímetro padrão secundário em cada SSDL deve ter calibração em um PSDL reconhecido, ou no Laboratório da AIEA. O padrão secundário se torna, então, o padrão de referência no SSDL. Outros padrões secundários quando calibrados a partir de padrões de referência são chamados de padrões de trabalho.

Uma representação simplificada pode ser visualizada na Figura 1 do sistema internacional de medição de radiação e dosimetria. As linhas pontilhadas representam comparações de padrões primários e secundários e as setas representam calibrações rastreáveis aos padrões primários. Pode-se ver que um SSDL pode obter rastreabilidade do BIPM, um PSDL ou a AIEA. A seta tracejada representa calibração excepcional de um instrumento de usuário pela AIEA no caso de um país não ter SSDL e recursos limitados.

Figura 1: Uma representação simplificada do sistema internacional de medição de radiação e dosimetria.



Fonte: TRS 469, 2009⁽¹²⁾

2.5 Calibração de instrumentos

Segundo o Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia⁽¹⁹⁾, calibração é o “conjunto de operações que estabelece, sob condições especificadas, a relação entre os valores indicados por um instrumento de medição ou sistema de medição ou valores representados por uma medida materializada ou um material de referência, e os valores correspondentes das grandezas estabelecidos por padrões”.

A calibração de instrumentos tem a finalidade de garantir que o instrumento esteja operando corretamente, concedendo em suas leituras valores que representem, o mais próximo possível, os valores verdadeiros do mensurando, que são indicados por instrumentos padrões⁽²⁰⁾.

Todo serviço de radioterapia deve dispor de dois sistemas de medição de referência, estes devem ser calibrados a cada dois anos, no intervalo de energia em que é utilizado, por um laboratório de metrologia acreditado pela Rede Brasileira de Calibração, ou sempre que ocorrer conserto ou suspeita de funcionamento irregular^(7,21).

As calibrações são executadas utilizando o método da substituição seguindo as recomendações propostas pelos protocolos da AIEA^(12,14,18). Neste procedimento, uma câmara de ionização é posicionada no feixe e é realizado um

conjunto de medições para a determinação da grandeza de referência; posteriormente a câmara é substituída pela câmara de ionização em calibração para que um conjunto de medições equivalentes seja realizado. Um benefício deste método é que as medições não são acometidas pela não uniformidade do feixe de radiação, reduzindo as fontes de incertezas do procedimento.

As câmaras de ionização utilizadas são, na sua grande maioria, abertas para equilíbrio com o ambiente e, conseqüentemente, a massa de ar no volume sensível da câmara está sujeita às mudanças atmosféricas. Portanto todas as medições realizadas com estes instrumentos devem ser corrigidas pelo fator de correção, $k_{T,P}$, que o converte a massa de ar para as condições ambientais de referência, conforme mostra a Equação 5:

$$k_{T,P} = \frac{(273,2 + T) P_0}{(273,2 + T_0) P} \quad (5)$$

onde:

T e P são os valores de temperatura e pressão durante as medições e,

T_0 e P_0 são os valores de temperatura e pressão de referência (20 °C e 101,325 kPa, respectivamente)

A temperatura do ar na cavidade da câmara dever ser similar à do instrumento simulador, que deve ser medida; não obrigatoriamente é a temperatura do ar próxima do instrumento simulador. A temperatura de equilíbrio da água no interior do instrumento simulador habitualmente estará perto de ± 1 °C menor que a temperatura ambiente do ar devido à evaporação da superfície da água.

Não há necessidade de correções para humidade quando o conjunto é utilizado em um ambiente de umidade controlada entre 20 e 80%.

2.5.1 Fatores de correção para qualidade de radiação do feixe, k_{Q,Q_0}

Quando um dosímetro é utilizado em uma qualidade de feixe Q diferente daquela utilizada na calibração, Q_0 , a dose absorvida na água é dada pela Equação 6:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (6)$$

onde o fator k_{Q,Q_0} realiza a correção para os efeitos da diferença entre a qualidade do feixe de referência Q_0 e a qualidade que o usuário utiliza Q , e a leitura do dosímetro M_Q é corrigida para os valores de referência das grandezas de influência, para as quais o coeficiente de calibração é válido; o fator N_{D,w,Q_0} equivale ao coeficiente de calibração medido em termos de dose absorvida na água da câmara de ionização, na qualidade de referência Q_0 . Este é o modelo de formalismo demonstrado no código de prática para dosimetria em termos de dose absorvida na água⁽¹⁴⁾.

O fator de correção da qualidade do feixe k_{Q,Q_0} é estabelecido como a razão, nas qualidades Q e Q_0 , dos coeficientes de calibração em termos de dose absorvida na água da câmara de ionização, expressa na Equação 7.

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{D_{w,Q}/M_Q}{D_{w,Q_0}/M_{Q_0}} \quad (7)$$

A radiação gama de ^{60}Co , é a qualidade de referência Q_0 mais frequentemente utilizada na rotina para calibração.

A metodologia mais apropriada para realizar a medição do fator de correção da qualidade do feixe, seria medir diretamente cada câmara de ionização na mesma qualidade do feixe utilizado pelo usuário. Entretanto, esta metodologia não é exequível para a maior parte dos laboratórios padrão, por não possuírem feixes de alta energia⁽²²⁾.

Em situações em que há certa dificuldade em utilizar dados experimentais disponíveis, ou não há possibilidade de realizar as medições

diretamente em feixes clínicos, na maior parte dos casos os fatores de correção podem ser calculados utilizando-se um modelo teórico, pela Equação 8, concedida por:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w,air})_Q (W_{air})_Q P_Q}{(s_{w,air})_{Q_0} (W_{air})_{Q_0} P_{Q_0}} \quad (8)$$

que é eficaz para qualquer tipo de feixe sem este de alta energia, abrange as razões água/ar dos poderes de frenagem Spencer-Attix $s_{w,air}$, a energia média exigida para formação de pares de íons no ar, W_{air} , e os fatores de perturbação globais pq , nas qualidades Q e Q_0 .

Para feixes de fótons e elétrons utilizados em terapia, a estimativa de que $(W_{air})_Q = (W_{air})_{Q_0}$ rege a uma equação mais comum para k_{Q,Q_0} representada pela Equação 9:

$$k_{Q,Q_0} \approx \frac{(s_{w,air})_Q P_Q}{(s_{w,air})_{Q_0} P_{Q_0}} \quad (9)$$

Na ocasião em que os fatores de correção k_{Q,Q_0} estabelecidos teórica e experimentalmente são analisados, a equação (8) é mais expressiva que a usada na equação (9), correspondentes à uma provável variação em $W_{air}^{(14)}$. Os valores do produto $(s_{w,air})_Q P_{Q_0}$, é expresso no TRS 398 Apêndice II. Para os cálculos a qualidade de referência Q_0 foi a radiação gama do ^{60}Co . Esses valores foram usados no cálculo de todos os fatores de correção k_{Q,Q_0} exibidos nas seções do TRS 398, para diferentes tipos de feixe de radiação. Uma vez que a radiação gama do ^{60}Co é a qualidade de referência Q_0 usada no TRS-398⁽¹⁴⁾, o fator de correção foi determinado k_Q nessa qualidade. Todos os experimentos e calibrações feitas neste trabalho foram realizadas exclusivamente utilizando um feixe de ^{60}Co do irradiador Theratron 780c.

2.5.2 Incerteza

De acordo com o Vocabulário Internacional de Metrologia, incerteza de medição pode ser definida como: “*Parâmetro não negativo que caracteriza a dispersão dos valores atribuídos a um mensurando, com base nas informações utilizadas*”⁽²³⁾.

A precisão das medições em dosimetria caracteriza a reprodutibilidade das medições mediante condições idênticas, e pode ser estimada com base na obtenção dos dados de medições repetidas. Um desvio padrão reduzido na distribuição das medições está relacionado a uma alta precisão. A precisão de uma medição singular sugere sua proximidade ao valor esperado da quantidade medida. Da mesma maneira, a precisão do valor médio de uma série de medições repetidas expressa sua proximidade ao valor esperado. Para uma ampla quantidade de medições, seu valor médio corresponde com o valor médio esperado⁽¹⁴⁾

A exatidão das medições em dosimetria é a proximidade de seu valor esperado ao valor real da quantidade medida. Os resultados das medições não podem ser absolutamente exatos e sua inexatidão é denominada como incerteza. A exatidão é a medição do efeito geral dos erros em todos os parâmetros que induzem as medições⁽¹⁴⁾

As incertezas de medição padrão do tipo A, são estimadas a partir da distribuição estatística dos valores provenientes de séries de medições e podem ser caracterizadas por desvios-padrão. Os outros componentes, os quais podem ser estimados por uma avaliação do Tipo B da incerteza de medição, podem também ser caracterizados por desvios-padrão estimados a partir de funções de densidade de probabilidade baseadas na experiência ou em outras informações.

2.7 Equipamentos de dosimetria

2.7.1 Câmaras de ionização

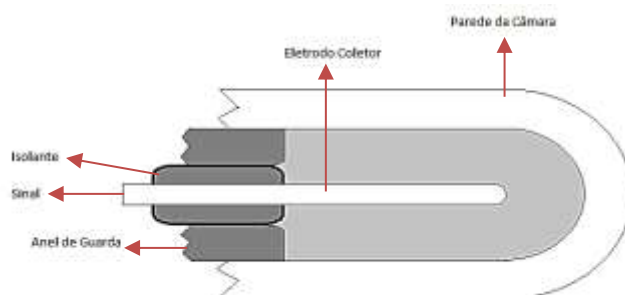
A câmara de ionização é um tipo de detector de radiação a gás. Quando a radiação interage com o gás, ela ioniza os átomos do gás. Os elétrons liberados na ionização são detectados como um sinal elétrico que é proporcional à intensidade da radiação. Ela é geralmente constituída de um cilindro preenchido de ar ou outro gás qualquer⁽²⁴⁾.

Em seu eixo central, um fio rígido, denominado eletrodo central, é posicionado. No momento em que uma diferença de potencial é aplicada entre o eletrodo central e a parede, de tal forma que o fio é positivo e a parede é negativa, então qualquer elétron liberado na câmara de ionização será atraído para o eletrodo central⁽¹²⁾.

Esses elétrons criam um sinal elétrico, seja como um pulso de elétrons ou como uma corrente contínua. Este sinal elétrico é, então, ampliado e medido. A intensidade será proporcional à intensidade da radiação que o originou⁽¹²⁾.

A câmara de ionização do tipo dedal é uma câmara cilíndrica muito utilizada em radioterapia para medições da dose absorvida a ser aplicada em pacientes, devido à sua versatilidade, precisão, fácil manuseio, transporte e alta estabilidade ao longo do tempo. Com ela é possível estabelecer a energia verdadeira do feixe de radiação, a distribuição de dose ao longo do eixo do feixe e transversal a ele, a dose de radiação expedida pelo equipamento por unidade monitora, agregado a outros fatores relevantes para o tratamento. O diagrama esquemático da câmara dedal é dado na Figura 2^(24,25).

Figura 2: Vista seccional de uma câmara dedal típica



Fonte: autor da dissertação

Todavia, mesmo com o desenvolvimento de outros mecanismos de medição, a câmara de ionização ainda é classificada como o mecanismo mais funcional e confiável para medidas de taxas de exposição e de dose absorvida.

A câmara de ionização quando exposta a um feixe de radiação, produz uma corrente elétrica de baixo valor que, para ser medida com exatidão, necessita ser acoplada a um instrumento identificado como eletrômetro através de um cabo de extensão triaxial de alto poder de isolamento e baixo ruído, com a finalidade de minimizar os efeitos de cargas geradas por torção do cabo e correntes de fuga. O cabo viabiliza que o sinal da câmara seja transportado para o eletrômetro e, ao mesmo tempo, seja aplicada à câmara de ionização uma tensão de polarização, fornecida por uma fonte de tensão habitualmente acoplada ao eletrômetro⁽²⁶⁾.

2.7.2 Eletrômetro

O eletrômetro é um aparelho com um circuito designado a realizar medidas e pode ser utilizado em diversas tarefas. Assim sendo, pode ser usado tanto para realizar medições que necessitam de um alto nível de sensibilidade, como também em medições mais habituais que são possíveis de serem adquiridas por um multímetro. Todavia devido a suas características específicas, como alta sensibilidade, permite que o eletrômetro possa executar medições de tensão, corrente, resistência e carga com uma precisão superior quando comparado com um multímetro digital. A utilização deste dispositivo pode ser bem diversificada, devido sua facilidade de operação e sua velocidade.

Sua alta sensibilidade, possibilita realizar medições de correntes de fuga de fotomultiplicadoras e câmaras de ionização. Independente do aparelho, um fator importante para realizar medições com precisão, será necessário um bom nível de entendimento das especificações técnicas do aparelho. Apesar de a precisão do instrumento ser, provavelmente, a mais relevante destas especificações, outras características como baixo nível de ruídos deve ser avaliadas criteriosamente⁽²⁷⁾.

3 MATERIAS E MÉTODOS

Neste capítulo serão apresentados os materiais e métodos utilizados no desenvolvimento deste trabalho. Inicialmente serão apresentados os materiais: sistemas de irradiação, sistemas de medição, objeto simulador e instrumentos auxiliares. Posteriormente, será descrita a metodologia para a realização das medições.

3.1 Materiais

Os materiais utilizados no desenvolvimento do trabalho são de propriedade do LCI do IPEN e serão apresentados de acordo com suas principais características.

3.1.1 Sistemas de irradiação

3.1.1.1 Fonte de cobalto

A fonte utilizada pelo LCI para realização desse trabalho foi a de ^{60}Co , produzida pela empresa *International Isotopes Inc*, calibrada na empresa PTW, *Cardinal Health* na data de 06 de outubro de 2008, seguindo as recomendações do *International Commission on Radiation Units & Measurements (ICRU)*, *report 18 Appendix A, Specification of High Activity-Ray Sources*. A Tabela 3 apresenta suas principais características descritas no certificado do fabricante.

Tabela 3 - Principais características da fonte de ^{60}Co

Fonte	Atividade (Bq)	Meia-vida (anos)	Taxa de exposição (RMM)	Data de calibração
^{60}Co	225×10^{12}	5,3	101,55	06/10/2008

3.1.1.2 Fonte de controle

Para verificação da estabilidade a longo prazo da câmara de ionização foi utilizado uma fonte de controle emissora de radiação β . A fonte é de ^{90}Sr , marca *Nuclear Enterprises LTDA*, modelo 8176, número de série 105021 e atividade nominal de 10 mCi na data de fabricação (1988).

3.1.2 Sistemas de medição

3.1.2.1 Câmara de ionização do tipo dedal

Para a detecção da radiação gama, foi utilizada a câmara de ionização cilíndrica, de grafite, com volume de 0,6 cm³, modelo TW30013, número de série 660, fabricada pela PTW, acoplada a um eletrômetro PTW, modelo Unidos e número de série T10002-20527. A câmara de ionização e o eletrômetro estão ilustrados na Figura 3. A Tabela 4 apresenta as principais características da câmara de ionização utilizada.

Tabela 4 - Principais características da câmara de ionização

Fabricante	PTW - Freiburg
Tipo	Dedal
Modelo	TW30013/waterproof
Série	0660
Volume Nominal (cm ³)	0,6
Material da Parede	PMMA + Grafite
Polarização e tensão habitual	-300 V
Cabo de conexão da câmara	Triaxial
Aplicação	30 keV ... 50 MeV
Medições em termos de	Kerma do Ar, Dose absorvida Água
Resposta	$2.0 \cdot 10^{-8}$ C/Gy
Corrente de fuga	$\pm 4 \cdot 10^{-15}$ A
Fuga do cabo	$\leq 10^{-12}$ C/(Gy·cm)
Material do eletrodo	Grafite
Capa de equilíbrio eletrônico	PMMA

Este conjunto dosimétrico possui rastreabilidade ao Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, LNMRI, Rio de Janeiro, Brasil.

Figura 3: (a) Eletrômetro padrão terciário PTW-UNIDOS e (b) Câmara de ionização padrão terciário (0,6 cm³).



(a)



(b)

Fonte: autor da dissertação.

3.1.2.2 Monitor de área utilizado para determinar a fuga dos irradiadores

Para realizar a medição da radiação de fuga através dos irradiadores, utilizamos um conjunto monitor de radiação do fabricante Radcal Corporation, modelo 9015, acoplado a uma câmara de ionização modelo 9060, número de série 99-0390. Na Figura 4 é demonstrado o conjunto de medição.

Figura 4: Monitor de área Radcal modelo 9015, utilizado na medição da fuga dos irradiadores



Fonte: autor da dissertação.

3.1.2.3 Monitor de área utilizado no mapeamento de dose

Para realizar as medições foi utilizado um monitor de área portátil Eberline modelo 121S número de série B1 da empresa Federal Signal Corporation. Na Figura 5 é possível visualizar o monitor.

Figura 5: Monitor de área utilizado nas medições para o mapeamento de dose dos irradiadores

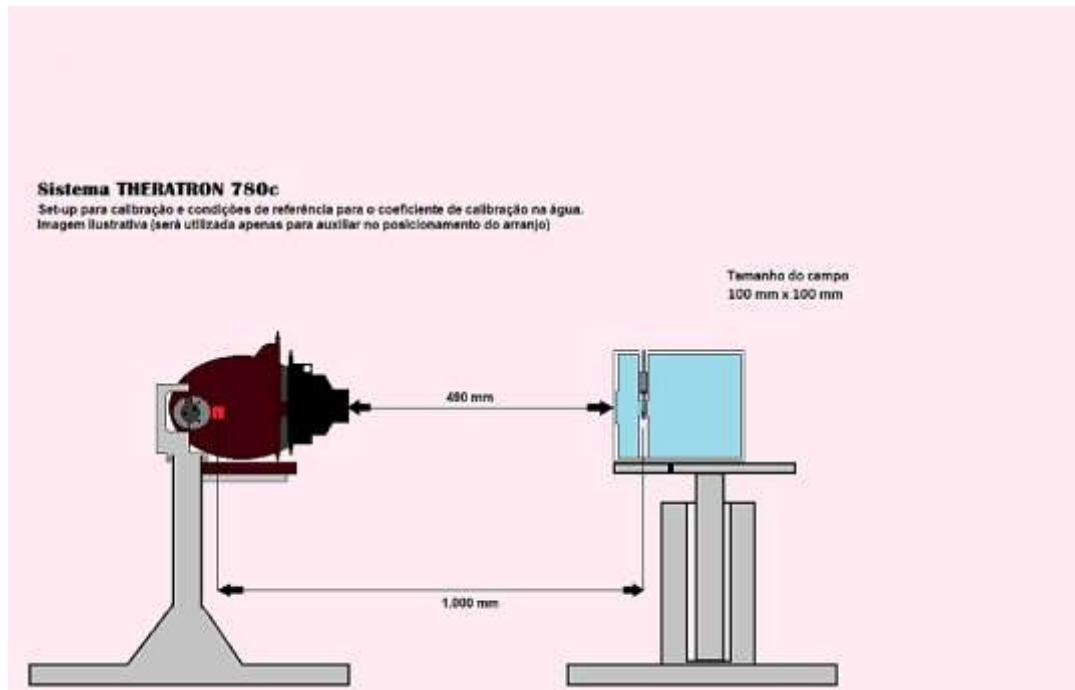


Fonte: autor da dissertação

3.1.2.4 Objeto simulador

O objeto simulador (*phantom*) utilizado nesta pesquisa tem volume de 30 cm x 30 cm x 30 cm, paredes de acrílico, com uma janela frontal de 1 mm de espessura e área 10 cm x 10 cm. O objeto simulador permite um posicionamento preciso das câmaras na profundidade de referência por meio de suportes de acrílico nos quais elas são encaixadas. Este objeto simulador foi desenvolvido pela AIEA e distribuído para os SSDLs que pertencem à rede da AIEA/OMS. Na Figura 6 é visualizado o esquema do objeto simulador utilizado.

Figura 6: Esquema do objeto simulador utilizado para medições de dose absorvida na água em um feixe de ^{60}Co .



Fonte: autor da dissertação

No esquema da Figura 7, é possível visualizar como o objeto simulador proporciona um posicionamento preciso da câmara de ionização, com o auxílio da base de PMMA, ela fica posicionada no interior da luva de acrílico, não entrando em contato com a água.

Figura 7: Arranjo utilizado para posicionar a câmara de ionização, composto pela base e a luva.



Fonte: autor da dissertação

3.1.2.5 Instrumentos auxiliares

Para todas as medições realizadas no LCI, foram utilizados os equipamentos auxiliares descritos na Tabela 5. As informações a respeito da calibração e outras características metrológicas, quando necessário, destes instrumentos por serem dados variáveis são registrados em formulários próprios para um acesso fácil.

Tabela 5 – Instrumentos auxiliares

Instrumento	Fabricante	Modelo	Série
Estação metrológica (pressão, temperatura e umidade relativa do ar)	LUFT	OPUS20	307.110.802.008
Cronômetro	Casio	CRO	135
Timer de painel (medidor de intervalo de tempo)	Metaltex	Td-45	Tag-LCI: Icixxx
Termômetro digital	Beckman	BI450th	9.070.685
Termo-higrômetro	Sundo	CBR	1053-SB
Termômetro de bulbo de mercúrio	IM Total	Bulbo	64

3.2 Métodos

3.2.1 Programa de estabilidade do sistema de referência

A norma *International Electrotechnical Commission*⁽¹³⁾ estabelece os critérios para os testes que devem ser realizados em um programa de estabilidade e controle de qualidade dos sistemas de referência a serem utilizados em um laboratório de calibração de dosímetros clínicos. O programa é composto pelos testes de repetibilidade e de estabilidade a longo prazo, fuga de corrente e tempo de estabilização.

3.2.1.1 Teste de repetibilidade

O método da repetitividade de acordo com a definição no Vocabulário de Termos Gerais e Fundamentais em Metrologia⁽²³⁾. A repetitividade dos resultados de medições consiste na capacidade do instrumento fornecer indicações muito semelhantes ou parecidas, após medições sucessivas e

repetidas, nas mesmas condições ambientais e de operação em um curto intervalo de tempo.

A determinação dos parâmetros nos estudos de repetitividade é fundamentada na análise estatística da dispersão dos resultados. Desta maneira, a partir de um conjunto de resultados da medição de um padrão de referência, deve ser determinada a média, a amplitude, o desvio padrão e a variância, para caracterizar o desempenho do instrumento.

Neste estudo foram realizadas duas maneiras para a determinação das grandezas de referência do novo sistema do irradiador de ^{60}Co , kerma no ar e Dose absorvida na água, foram realizados também testes para a verificação da estabilidade do sistema dosimétrico, com a utilização de uma fonte de controle de ^{90}Sr , numa posição reprodutível possibilitando uma análise sem interferências de arranjo e posicionamento.

De acordo com o protocolo IEC-60731⁽¹³⁾, as medições para o teste de repetibilidade não devem apresentar um desvio padrão superior a 0,5%.

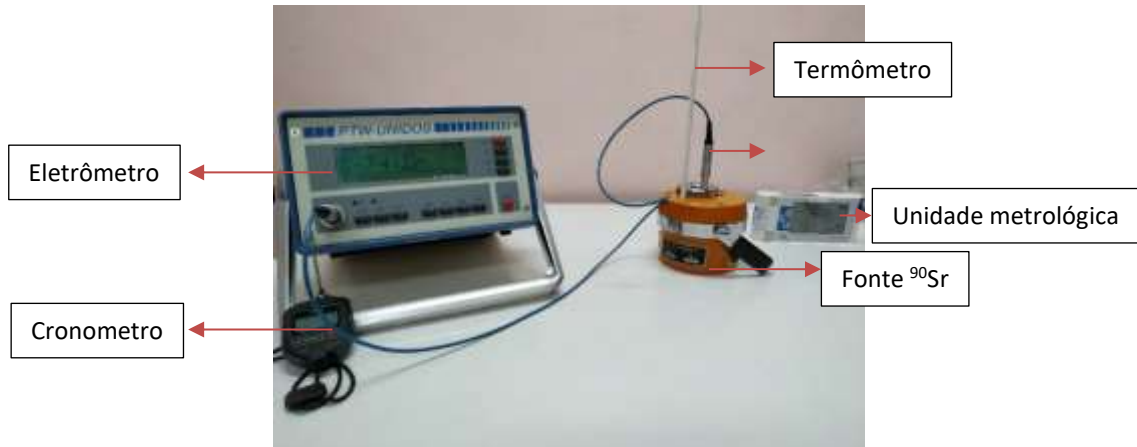
3.2.1.2 Teste de estabilidade a longo prazo.

O teste de estabilidade a longo prazo, possibilita uma avaliação o quão estável é a resposta da câmara de ionização ao longo do tempo. Sendo assim para determinar a estabilidade a longo prazo foram realizadas medições em aproximadamente 12 meses, utilizando câmara de ionização PTW modelo TW30013 de número de série 0660, acoplada em uma fonte de controle de ^{90}Sr , numa posição reprodutível e que possibilita esta análise sem interferências de arranjo e posicionamento. Um conjunto de 10 medições e, ao todo foram realizadas 19 medições, dos quais a média de cada conjunto foi comparada relativamente à média das médias de cada conjunto.

Para a avaliação da estabilidade em longo prazo o desvio das medições não deve ultrapassar 1,0%, conforme a recomendação do protocolo IEC-60731⁽¹³⁾.

Na Figura abaixo é demonstrado o arranjo utilizado no teste de estabilidade a longo prazo.

Figura 08: Disposição dos componentes utilizados nas medições do teste de estabilidade a longo prazo.



Fonte: autor da dissertação.

3.2.1.3 Teste de corrente de fuga.

A fuga de corrente total do dosímetro, acrescentando aí a fuga da câmara de ionização, a fuga do cabo triaxial que conecta à câmara ao eletrômetro e a fuga ou instabilidade no eletrômetro, foi medida logo após a irradiação e realizada, antes de cada conjunto de medições. Através deste procedimento é feito uma avaliação se o dosímetro está ou não com uma tendência de variação de corrente para cima ou para baixo. De acordo com o TRS-469⁽¹²⁾ este valor não deve exceder 0,1% da taxa da grandeza a que o instrumento estará exposto. O período ideal para integração deve ser superior a 5 vezes o tempo de integração durante uma medição de calibração. Se o valor da corrente de fuga estiver dentro do limite de 0,1% nenhuma ação será necessária.

O teste de desempenho para fuga de corrente visa avaliar a corrente de fuga de todo conjunto em relação a corrente do feixe de ^{60}Co utilizado na calibração, de maneira que esse parâmetro vai se tornando cada vez mais exigente à medida que o tempo vai decorrendo por conta do decaimento do ^{60}Co . O mesmo método foi reproduzido utilizando a fonte de controle de ^{90}Sr , numa posição reprodutível e que possibilita esta análise sem interferências de arranjo e posicionamento.

3.2.1.4 Tempo de estabilização

Este teste avalia quanto tempo o sistema câmara de ionização mais eletrômetro demora para se estabilizar eletricamente antes das medições. Este procedimento deve ser realizado antes de iniciar cada período de calibração. O conjunto é posicionado e conectado na sala de irradiação uma hora antes de se iniciarem os testes. Para este teste, a resposta da câmara, não deve ser maior que $\pm 0,5\%$ da resposta medida 60 min após ser aplicada a tensão de polarização da câmara. Este teste foi realizado no conjunto dosimétrico, previamente antes de todas as medições.

3.2.2 Testes de caracterização do sistema do irradiador de ^{60}Co

Para uma melhor compreensão das características de operação da fonte de ^{60}Co , são necessários testes de caracterização que são de fundamental importância. Neste trabalho foram avaliados os testes recomendados pelo protocolo do TRS-469⁽¹²⁾. Todos os procedimentos seguiram as recomendações da norma, com algumas alterações na ordem cronológica, devido à complexidade da montagem completa do sistema de dosimetria, desta maneira foram priorizados os testes com ênfase na proteção radiológica, visando a segurança dos operadores.

3.2.2.1 Teste de fuga do irradiador Theratron 780C

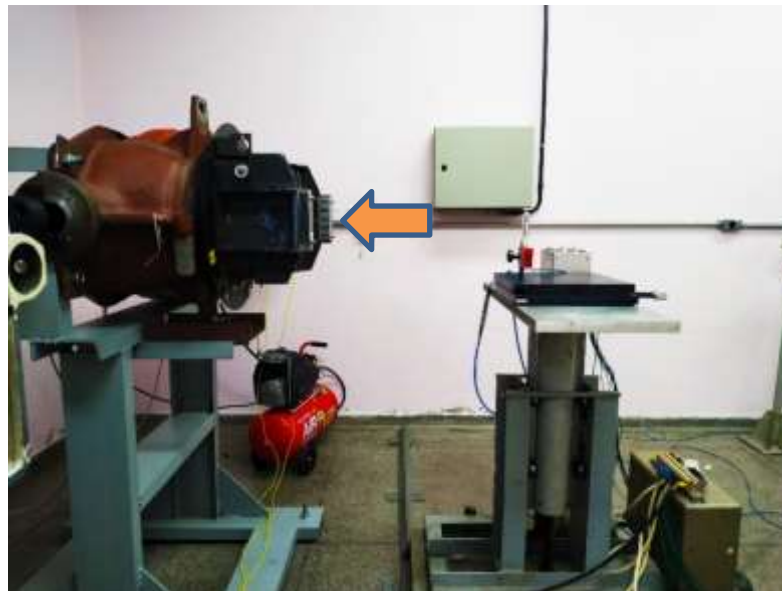
De acordo com a norma TRS-374⁽¹⁸⁾, para confirmar a presença ou localização de qualquer buraco ou defeito que possibilite o vazamento da radiação através da blindagem de chumbo, deve ser realizado um teste de fuga do cabeçote. Para as fontes seladas utilizadas na calibração de instrumentos, preconiza-se realizar o teste com a fonte na posição fechada. Unidades de ^{60}Co com a fonte recolhida, não devem exceder, a taxa de kerma no ar de $10 \mu\text{Gy/h}$ a 1 metro de distância da fonte, entretanto para as medições na distância de 5 cm do cabeçote com a fonte recolhida, os limites não devem ultrapassar $200 \mu\text{Gy/h}$.

As limitações da radiação de fuga em unidades de ^{60}Co na condição de feixe são destinadas principalmente para a proteção de pacientes submetidos ao

tratamento, no entanto devem ser respeitadas no SSDL para garantir que o nível de radiação de fuga não interfira com os equipamentos e condutores de sinal na sala de medição, bem como garantir a segurança dos técnicos e pesquisadores do centro.

Foram realizadas um conjunto de dez medições para cada posição e em seguida foi obtida uma média entre elas. Todas as medições foram feitas utilizando as distâncias de 5cm e 1m dos irradiadores Gammatron e Theratron, os dados foram corrigidos para as condições ambientais. A localização do ponto crítico (C) é ilustrada na Figura 9.

Figura 9: Fonte A2 com a localização do ponto crítico, região do colimador.



Fonte: autor da dissertação

3.2.2.2 Homogeneidade do campo de radiação do irradiador Theratron 780C

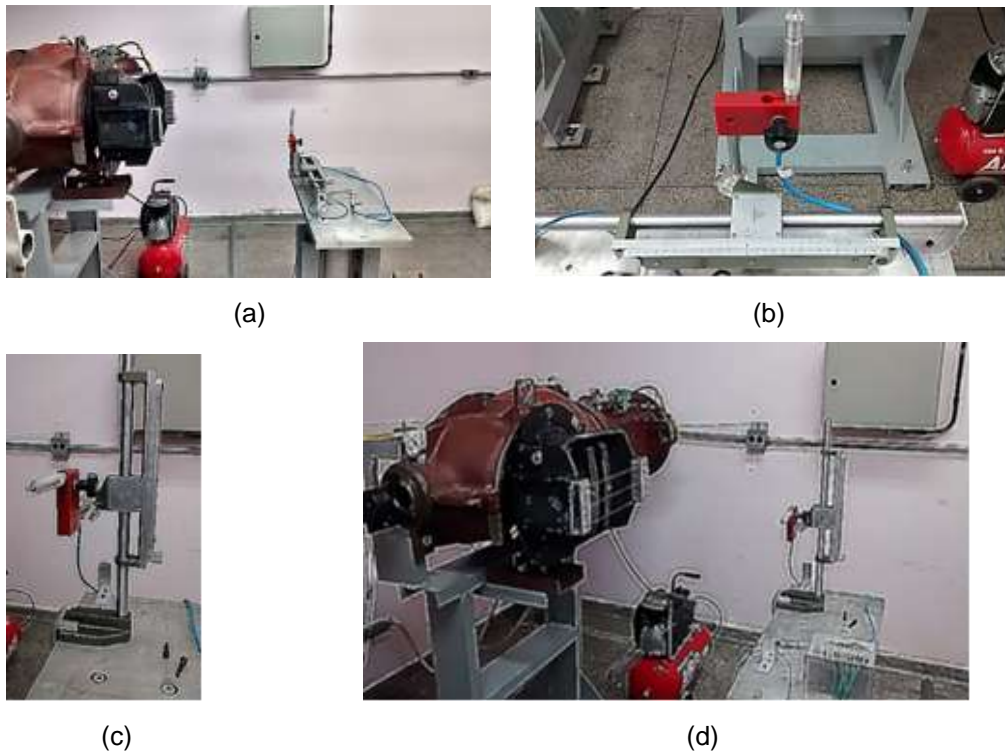
Utilizando-se a câmara de ionização da PTW de 0,6 cm³ (modelo TW30013), acoplada ao eletrômetro padrão terciário PTW, modelo Unidos, foram realizadas medições na distância de um metro, nos eixos x (horizontal) e y (vertical), em passos de 1 cm em cada direção, com o propósito de se obter o tamanho experimental do campo de radiação.

Foram realizadas três medições para cada posição e em seguida foi obtida uma média entre elas. Os valores utilizados, são valores representativos apenas para determinar a homogeneidade necessária para o procedimento de

calibração por substituição. Segundo as recomendações do TRS-469⁽¹²⁾, o feixe de irradiação deve apresentar uma homogeneidade melhor do que 90% dentro de um campo de 10 cm X 10 cm.

As Figuras 10 a, b, c e d demonstram os equipamentos de precisão e como foram realizados os testes para determinar a homogeneidade do campo de radiação nos eixos horizontal e vertical. É possível visualizar a câmara de ionização posicionada em um equipamento métrico, garantindo o deslocamento e distância com precisão nos eixos vertical e horizontal.

Figura 10: (a), (b) Arranjo para determinar a homogeneidade do campo no eixo horizontal e (c), (d) eixo vertical.



Fonte: autor da dissertação.

3.2.2.3 Teste de espalhamento do irradiador Theratron 780C

A radiação espalhada pode interagir com a câmara de ionização que está sendo calibrada a partir de duas fontes principais:

Radiação dispersa. A radiação que emerge do alojamento do tubo diferente do feixe útil não pode irradiar a câmara diretamente, mas será espalhada de paredes e equipamentos presentes dentro da sala, e essa radiação

pode atingir a câmara. Sua magnitude será pequena, provavelmente muito inferior que 1%, se o feixe cobre a câmara completamente.

Radiação dispersa no feixe. A radiação no feixe útil será espalhada ao atingir qualquer coisa em sua direção, tais como bordas do colimador, paredes próximas da câmara de ionização, e parte dessa radiação espalhada irradiará a câmara. Isso deve ser minimizado cortando todas as bordas da abertura em um ângulo correspondente à divergência do feixe, usando um feixe grande o suficiente para irradiar a câmara com uma pequena margem, e mantendo uma distância adequada entre a câmara e a parede irradiada pelo feixe útil.

A radiação dispersa e espalhada pode ser particularmente problemática ao utilizar uma câmara em que o volume de ar da qual a ionização é coletada é muito maior que o volume de ar irradiado pelo feixe primário, como por exemplo, uma câmara de ar livre.

As correções para o efeito da radiação espalhada não são simples de serem implementadas, e a melhor solução é reduzi-la tanto quanto razoavelmente possível. Pode ser aplicável para reduzir a radiação espalhada, aumentando as dimensões externas (não abertura) de um dos diafragmas de definição do feixe⁽¹⁸⁾.

O teste de espalhamento foi realizado utilizando-se a câmara de ionização da PTW de 0,6 cm³ (modelo TW30013), acoplada ao eletrômetro padrão terciário PTW, modelo Unidos, foram realizadas medições na distância de um metro, no eixo horizontal, em passos de 20 cm em cada direção, com o propósito de se obter o valor aproximado da radiação de espalhamento.

Foram realizadas dez medições para cada posição e em seguida foi obtida uma média entre elas. Os valores utilizados, são valores representativos, corrigidos para as condições do ambiente, apenas para determinar o valor da radiação espalhada necessária para o procedimento de calibração por substituição. Segundo as recomendações do TRS-469⁽¹²⁾, a radiação espalhada deve ser reduzida tanto quanto razoavelmente possível.

As Figuras 11 a, b, c e d demonstram os equipamentos o arranjo de precisão e como foram realizados os testes para determinar a radiação espalhada do irradiador Theratron no eixo horizontal.

Figura 11: Arranjo para determinar a radiação espalhada



Fonte: autor da dissertação

3.2.2.4 Variações de saída devido ao movimento da fonte

Segundo a norma TRS-469⁽¹²⁾, na maioria dos irradiadores de ^{60}Co , o movimento da fonte é controlado através de um pistão pneumático, que alterna da posição protegida (fechada) à posição de irradiação (aberta). Esse movimento pode ocasionar variações na taxa de saída de mais de 0,1% relacionado a uma possível falha da fonte sempre parar na mesma posição. A presença de tal variação de taxa deve ser testada usando um conjunto dosimétrico controlado por um temporizador eletrônico de precisão, seja este interno ou externo.

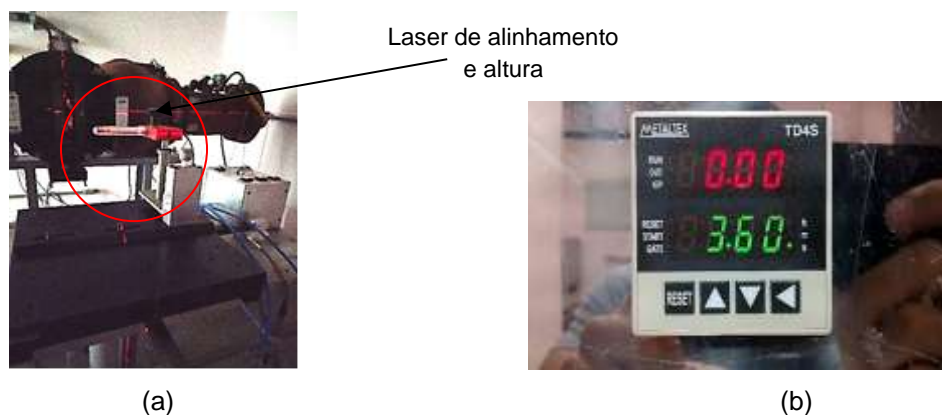
Para analisar se ocorrem variações no posicionamento da fonte, uma primeira série de pelo menos dez medições da taxa de saída devem ser feitas com a fonte continuamente aberta usando o timer eletrônico. Este procedimento é adequado para determinar a taxa de saída. Para um feixe específico de raios gama ^{60}Co , a incerteza padrão para uma distribuição de dez medições deve ser pequena, menor que 0,1%.

Uma segunda série deve ser feita com a fonte alternando entre as posições aberta e fechada entre as medições. Todas as medições devem começar após a fonte estar totalmente aberta e cessar antes que o feixe seja desligado. Os desvios padrão das duas séries de medições devem ser comparados. Se o desvio padrão for maior que um fator de dois, é provável que o posicionamento da fonte seja a causa.

Com base nos dados obtidos no teste de homogeneidade, foi possível determinar o tamanho e uma estimativa para a posição da fonte de ^{60}Co no interior do irradiador. Foi montado um arranjo para fixar a câmara de ionização no centro do feixe e realizar o experimento, para medir a taxa de saída da fonte em kerma no ar.

A Figura 12 demonstra a disposição do irradiador na sala de calibração gama e seus respectivos acessórios utilizados no experimento.

Figura 12: (a) Arranjo para determinar variação da taxa de saída e (b) timer eletrônico, acoplado ao painel de comando do sistema Theratron 780C.



Fonte: autor da dissertação.

Foram feitas quatro séries de medições no ar, para estimar uma possível variação da taxa de saída, devido ao movimento da fonte. Cada conjunto de medições apresenta um total de dez medições. Foi realizado um conjunto superior de medições em relação ao recomendado pela TRS-469⁽¹²⁾, com o objetivo de reduzir as fontes de incertezas.

3.2.2.5 Mapeamento de dose do irradiador Theratron 780C

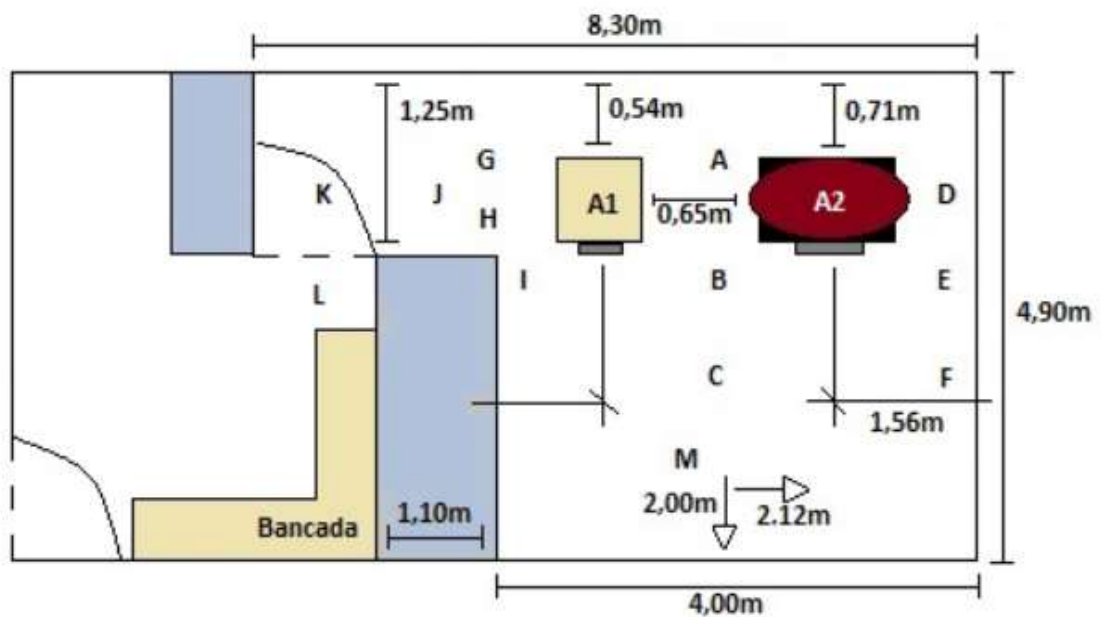
Considerando a possibilidade de ocorrer uma falha no sistema pneumático responsável pela movimentação da fonte nas posições recolhida e exposta, foi necessário estabelecer um mapeamento de dose na sala onde se encontra a bomba de cobalto. A determinação de dose em pontos específicos da sala, possibilita um planejamento com a finalidade de reduzir os riscos associados a dose de exposição dos profissionais que serão responsáveis de entrar na sala e

realizar o fechamento manual do dispositivo pneumático. Garantir a segurança e o desempenho dos envolvidos no processo, assegura que os aspectos de proteção radiológica estejam de acordo com o plano de proteção radiológica.

Para realizar as medições e estabelecer o mapeamento de dose, foi necessário um estudo prévio com o objetivo de planejar a rota mais curta, menos exposta e acessível para o fechamento manual da fonte. Posteriormente foi elaborado um esboço dos pontos mais críticos da sala, determinando a localização do instrumento que foi utilizado no mapeamento da sala.

Na sala do bunker estão dispostos dois sistemas irradiadores. As medições foram realizadas nos dois dispositivos, vale ressaltar que não há possibilidade do acionamento simultâneo dos irradiadores devido a uma chave comutadora. A disposição das fontes no interior do bunker e a localização dos pontos de medição podem ser observados na Figura 13.

Figura 13: Leiaute da sala com a identificação dos pontos utilizados nas medições para os dois sistemas irradiadores (A1 e A2), sendo o sistema A2 o foco do estudo.



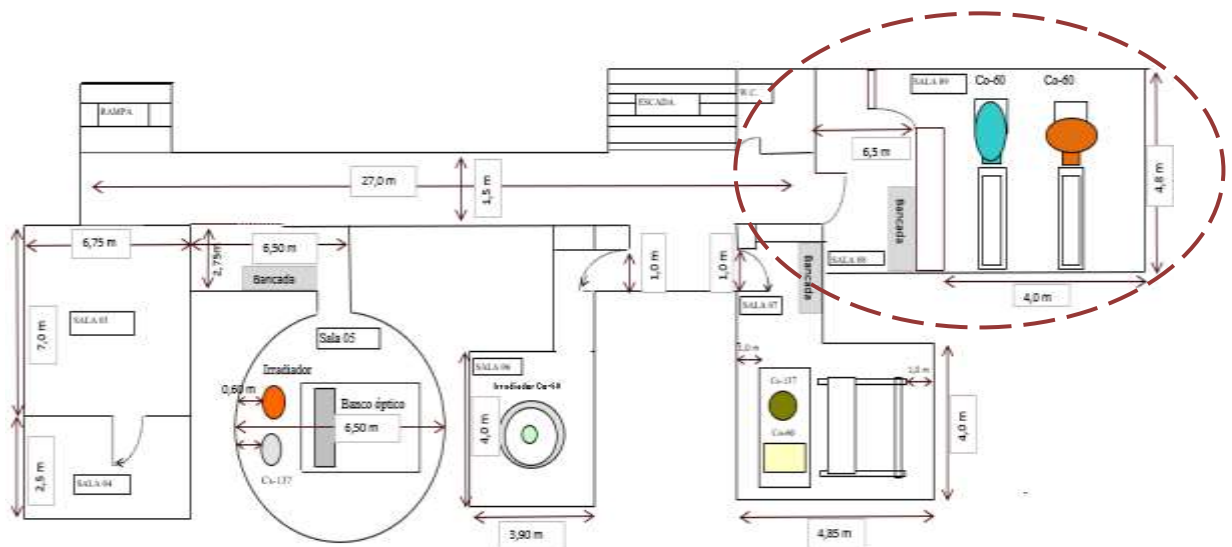
Fonte: autor da dissertação.

4 RESULTADOS

4.1 Instalação física do irradiador Theratron 780C na sala de calibração de dosímetros clínicos

Para a execução deste trabalho foi utilizada a estrutura do LCI, localizado no Bunker, que é uma instalação subterrânea do Laboratório. A sala de irradiação do LCI possui dimensões de 4,8 m x 4,0 m e paredes de concreto com espessura de 15 cm. O laboratório possui 2,8 m de altura, sendo que o teto de concreto possui 15 cm de espessura, e o piso de granito, 5 cm de espessura, a parede que separa a ala de controle da sala de irradiação, possui 100 cm de espessura. A Figura 14 apresenta o leiaute do LCI e do Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos – Radiação Gama.

Figura 14: Leiaute da planta baixa do Bunker. Localização da fonte de ^{60}Co .



Fonte: autor da dissertação.

O leiaute da planta evidencia o esforço que foi necessário para transportar o irradiador, com peso aproximado de 4.500 kg, até seu local de destino. Para realizar o transporte foram necessários equipamentos específicos capazes de suspender e deslocar o irradiador até seu novo arranjo. As Figuras 15 a, b mostram o arranjo utilizado no transporte e como foi feito o procedimento de transferência do irradiador para o novo arranjo.

Figura 15: (a) Arranjo utilizado no transporte e (b), arranjo projetado e desenvolvido para acomodar o irradiador na sala 9.



(a)



(b)

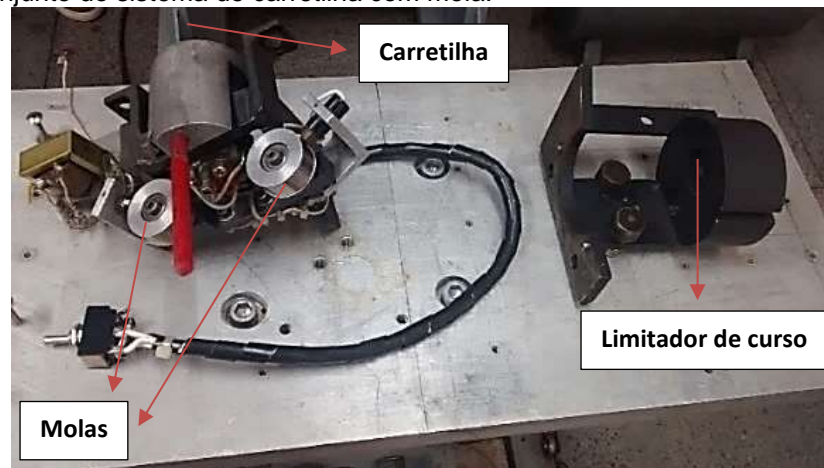
Fonte: autor da dissertação.

Para acomodar o irradiador na sala de calibração do LCI, foi necessário realizar uma operação que envolveu alguns profissionais (radioproteção, engenharia e técnicos do LCI) devido aos riscos envolvidos no manuseio do irradiador. Após a operação de transporte para o interior da sala, foi desenvolvido um suporte para acomodar o cabeçote e utilizando um carrinho hidráulico especial foi possível incliná-lo na posição adequada para sua utilização, como mostra a Figura 15.b. Na sequência, foi desenvolvido um novo arranjo para posicionar o dispositivo levando em consideração as recomendações da TRS-469⁽¹²⁾. Adaptações foram necessárias para colocar em funcionamento o dispositivo, pois este chegou ao LCI sem alguns componentes essenciais para seu funcionamento, como conjunto pneumático para abrir e fechar a fonte, conjunto de lâmpada de campo e o indicador mecânico de posição da fonte. Foram realizados testes exaustivos para confirmar a confiabilidade e a segurança do sistema. Posteriormente foram realizados os ensaios da uniformidade do campo. Os primeiros testes, utilizando uma câmara de ionização de volume pequeno 0,6 cm³ e medições livres no ar, apresentaram uma não conformidade devido a uma falha no sistema de colimação, o que demandou um grande esforço da equipe técnica para corrigir o defeito.

Com o objetivo de iniciar os testes com o irradiador foi necessária a incorporação de um conjunto de sistema de carretilha com mola e fio de

alimentação da lâmpada de campo, cedidos pelo setor de rejeitos radioativos do IPEN, como ilustra a Figura 16. Esse conjunto unido ao sistema pneumático e mais ao sistema elétrico, faz todo o procedimento de movimentação e posicionamento da fonte de ^{60}Co , nas posições aberta (exposta) e fechada (não exposta). A haste vermelha é o indicador de que a fonte está exposta, e em casos de emergência funciona como apoio para o recolhimento da fonte.

Figura 16: Conjunto de sistema de carretilha com mola.



Fonte: autor da dissertação.

Após a instalação do novo conjunto do sistema de carretilha ainda na fase de testes, o resultado apresentado mostrou-se aceitável para dar sequência a próxima etapa do projeto, que era realizar a correção de todo o conjunto mecânico do sistema de colimação, lâmpada de campo e todo o sistema pneumático que estava comprometido.

O conjunto da lâmpada de campo foi substituído com algumas adaptações uma vez que o modelo da lâmpada não é mais fabricado. A lâmpada foi trocada, mas ainda na fase de testes, apresentou mau funcionamento e danificou, possivelmente ocasionado por movimentos bruscos que ocorrem no interior do cabeçote da fonte. Esta etapa foi corrigida, instalando um conjunto de lasers posicionadores, simulando a luz de campo do feixe.

Nos primeiros testes do sistema de colimação, foi constatado que o colimador não estava distribuindo o feixe de maneira homogênea devido a uma falha no interior do sistema mecânico. Para solucionar a homogeneidade do feixe, foi necessário retirar todo o conjunto e realizar uma manutenção do sistema de correntes, responsável pela abertura e fechamento do tamanho do campo.

Após realizar a manutenção do sistema de colimação, o resultado apresentou-se satisfatório permitindo a continuidade da instalação.

A Tabela 6 demonstra as etapas que foram necessárias para a instalação do novo irradiador de ^{60}Co .

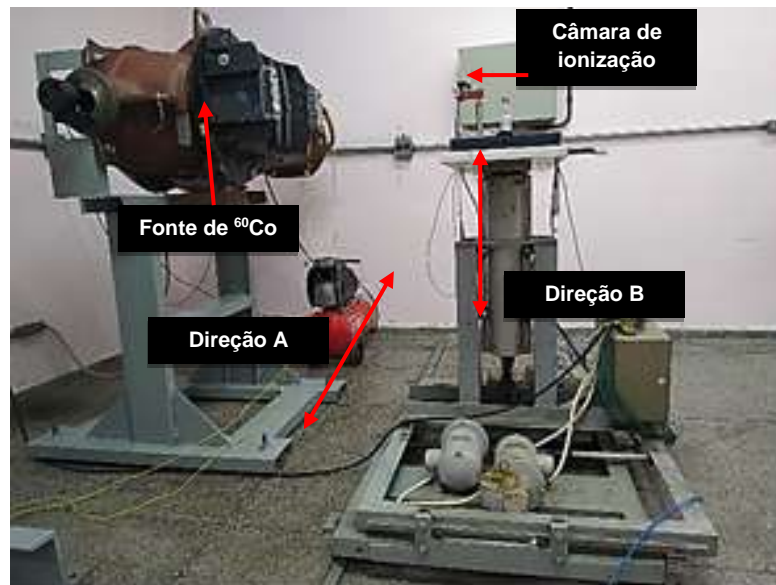
Tabela 6 - Etapas da instalação do irradiador de ^{60}Co .

Etapas	Condição
1. Transporte até a sala 9	Ok
2. Projeto e construção do novo arranjo	Ok
3. Transferência para o novo arranjo	Ok
4. Substituição do conjunto de sistema de carretilha + lâmpada de tamanho de campo	Ok
5. Substituição do sistema de ar comprimido e compressor	Ok
6. Adequação do sistema de colimação	Ok
7. Instalação do timer digital	Ok
8. Instalação de luzes laser para posicionamento da câmara de ionização	Ok
9. Modernização da rede elétrica	Ok

4.1.2 Desenvolvimento do arranjo para posicionamento da câmara de ionização

Após o posicionamento da fonte dentro da sala de irradiação e da construção de uma base suporte para acomodar o cabeçote da fonte de maneira definitiva, iniciou-se o desenvolvimento de um arranjo para posicionamento da câmara de ionização no centro do feixe de irradiação. Este sistema deveria possibilitar a alternância entre a posição de irradiação no ar, K_{air} (kerma no ar) e a irradiação dentro do simulador de água D_w (dose absorvida na água), de uma maneira simplificada e precisa, contribuindo na redução das fontes de incerteza. Foi desenvolvida uma base motorizada que se movimenta na direção horizontal e vertical, facilitando o posicionamento do simulador ou do suporte da câmara de ionização no ar. Este suporte pode ser verificado na Figura 17.

Figura 17: Estrutura da sala de irradiação do LCI, com o arranjo de irradiação para kerma no ar e a localização da fonte de ^{60}Co , mostrando as direções Horizontal (A), Vertical (B).



Fonte: autor da dissertação.

4.1.3 Desenvolvimento do arranjo para posicionamento da câmera de vídeo

Devido à alta atividade da fonte de ^{60}Co , um sistema de monitoramento por vídeo a distância torna-se muito relevante para a segurança e conforto do técnico responsável pelas calibrações. Apesar de o bunker estar equipado com dispositivos detectores de radiação, uma falha desses equipamentos poderia comprometer toda a segurança do técnico ao entrar na sala.

Como foi demonstrado na Figura 14 o bunker é dividido em duas salas, mas que não possibilitam a troca de informações visuais entre elas, fazendo com que o técnico seja monitorado apenas pelos detectores já posicionados. A bomba de cobalto é constituída por um cabeçote contendo uma fonte selada de ^{60}Co , no interior de uma blindagem de chumbo ou urânio exaurido, encapsulada por aço. No cabeçote, existe uma janela de saída do feixe gama, com colimadores apropriados para estabelecer o tamanho de campo e um sistema de abertura e fechamento que pode ser acionado por um sistema pneumático ou elétrico. Para a utilização no laboratório de calibração esse sistema de colimação foi ajustado manualmente para um tamanho de campo fixo, e seu acionamento deve ser feito manualmente. Nesse modelo, existe uma barra metálica indicadora da posição da fonte se exposta ou recolhida, mas essa verificação só pode ser realizada de

maneira visual, fazendo com que o técnico necessite adentrar a sala para confirmar a verificação, e em caso de falha dos detectores o técnico poderia ser exposto a uma dose relevante de radiação. A solução para evitar e diminuir esse risco foi a instalação de um sistema de monitoramento por vídeo, dando condições para que o operador do sistema seja capaz de monitorar todo o procedimento de calibração através do monitor, reduzindo o risco de eventuais acidentes em caso de possíveis falhas no funcionamento do sistema pneumático da fonte.

Para a implementação do sistema foram necessários à instalação de uma câmera de vídeo e cabos para a conexão com o monitor externo. Essa melhoria proporcionou maior conforto e confiança ao operador. Quando há necessidade de entrar na sala onde está localizada a fonte, em média o operador deve fazer isso no mínimo três vezes a cada nova calibração. A melhoria, bem como os equipamentos utilizados podem ser vistos na Figura 18.

Figura 18: (a) posição da câmera de vídeo, (b) monitor de vídeo na sala de controle.



(a)



(b)

Fonte: autor da dissertação.

4.2 Determinação da fuga do cabeçote de ^{60}Co

O teste de fuga do cabeçote identificou a maior variação na medição do irradiador Theratron no ponto de medição C, ilustrado na Figura 9, a fonte A2 com a localização do ponto crítico na região do colimador, devido ao fato de que o material utilizado para construção do colimador é o urânio exaurido. Com o objetivo de investigar se esse valor encontrado no ponto C era influenciado pelo

material do colimador, foi utilizado uma barreira experimental de chumbo com a espessura de 1mm, com a utilização desta barreira o valor encontrado foi de 1,98 $\mu\text{Gy}/\text{min}$ comprovando uma redução de 50%, estando em conformidade com o valor especificado na norma TRS-374⁽¹⁸⁾, comprovando a necessidade de se desenvolver um dispositivo a ser acoplado a esse ponto crítico. Abaixo a Tabela com os valores obtidos nas medições.

Tabela 7 - Valores da fuga irradiador Theratron na posição fechada distância de 5cm.

Localização	Valores fuga irradiador Theratron na posição fechada distância de 5cm ($\mu\text{Gy}/\text{min}$)
A	1,76
B	1,76
C	3,97
D	1,54

Tabela 8 - Valores da fuga irradiador Theratron na posição fechada distância de 1m.

Localização	Valores fuga irradiador Theratron na posição fechada distância de 1m ($\mu\text{Gy}/\text{min}$)
A	0,15
B	0,14
C	0,13
D	0,15

Tabela 9 - Valores da fuga irradiador Gammatron na posição fechada distância de 5cm.

Localização	Valores fuga irradiador Gammatron na posição fechada distância de 5cm ($\mu\text{Gy}/\text{min}$)
A	1,54
B	1,21
C	1,21
D	1,32

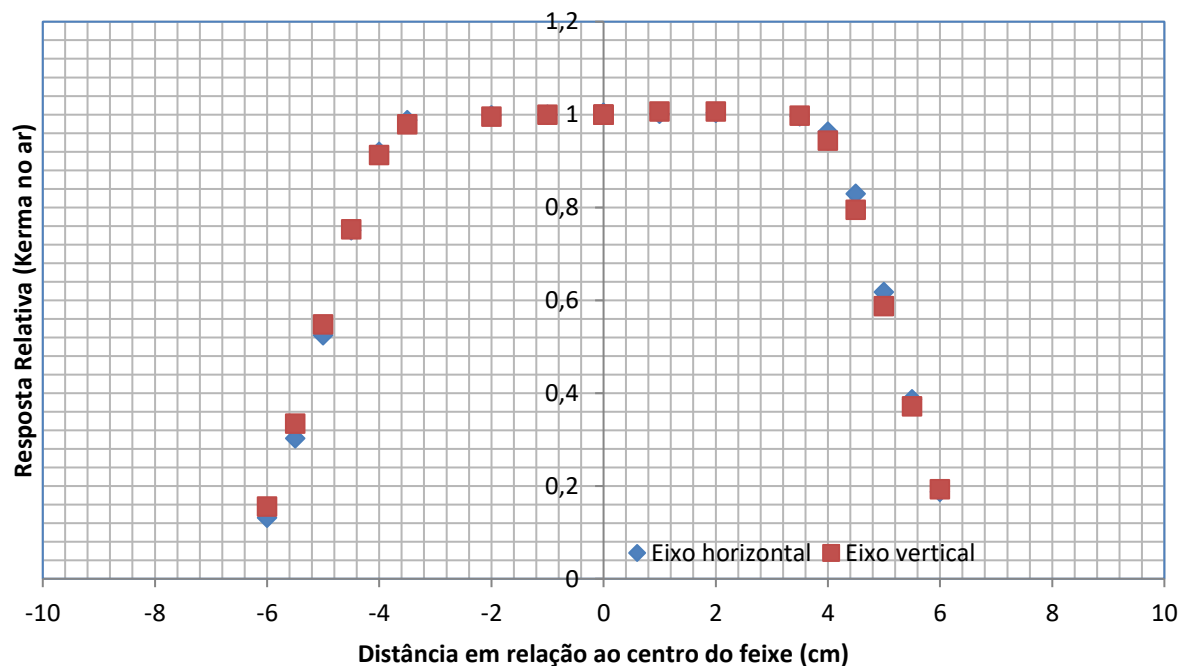
Tabela 10 - Valores da fuga irradiador Gammatron na posição fechada distância de 1m.

Localização	Valores fuga irradiador Gammatron na posição fechada distância de 1m ($\mu\text{Gy}/\text{min}$)
A	0,11
B	0,12
C	0,12
D	0,11

4.2.1 Homogeneidade do campo

Na Figura 19, é possível verificar homogeneidade acima de 90% num campo de 8x8 cm. Considerando que as dimensões da câmara de ionização são muito pequenas, e ela estará sempre posicionada no centro do feixe de irradiação, a homogeneidade de 90% estará garantida.

Figura 19: Homogeneidade do campo de radiação a um metro do irradiador Theratron 780C.



Fonte: autor da dissertação.

4.2.2 Teste de espalhamento fora do feixe de radiação

Com base nos dados obtidos no teste de espalhamento, foi possível determinar um valor bem reduzido no espalhamento, esse efeito se dá, por conta que o volume da câmara de ionização é pequeno $0,6 \text{ cm}^3$ em relação ao tamanho do campo $10 \times 10 \text{ cm}$. Nesse caso os valores não foram representativos, não sendo necessária nenhuma ação de correção. O teste proporcionou uma estimativa para a radiação espalhada na direção horizontal do feixe.

Tabela 11 - Valores radiação espalhada do irradiador Theratron.

Localização	Valores radiação espalhada irradiador Theratron (mGy/s)
Centro do feixe	2,97
20 cm deslocamento à direita do feixe	0,02
20 cm deslocamento à esquerda do feixe	0,02

4.2.3 Variações devido ao movimento da fonte

As Tabelas 12 e 13 apresentam os valores de carga obtidos no ar, em um conjunto de medições com a fonte na posição aberta (exposta) contínua e com variações de movimento. O tempo de 240 segundos foi determinado devido a limitação de escala do eletrômetro, onde testes anteriores com um tempo mais elevado ocasionou um estouro de escala do detector de radiação. Para a estimativa das fontes de incertezas nas medições, foi utilizada uma planilha do Excel utilizada pelo LCI, na execução das calibrações dos dosímetros clínicos. A

Tabela 12 - Valores de carga obtidos no tempo de 240s, sem a movimentação da fonte.

Valores médio sem movimento da fonte (nC)	Desvio padrão percentual (%)
15,1881	0,15
15,0319	0,28
15,0936	0,17
15,0752	0,22

Tabela 13: Valores de carga obtidos no tempo de 240s, com movimentação da fonte.

Valores médio com movimento da fonte (nC)	Desvio padrão percentual (%)
15,3153	0,10
15,1612	0,28
15,2123	0,14
15,2043	0,20

Utilizando os dados obtidos nas Tabelas 12 e 13, foi possível visualizar uma variação devido ao movimento da fonte aceitável, onde o desvio padrão foi inferior a um fator de dois, atendendo aos limites recomendados pela TRS-469⁽¹²⁾.

4.2.4 Mapeamento de dose na sala de irradiação

A Tabela 14 apresenta um descritivo dos valores obtidos de taxa útil nas medições com a fonte na posição exposta nos diferentes pontos da sala,

conforme ilustrados no leiaute na Figura 13. Os valores foram preenchidos durante a execução do mapeamento. O mapeamento da sala identificou que o ponto mais crítico está localizado no feixe útil da fonte A2, este local pode ser evitado em casos de emergência, quando seja necessário realizar o fechamento manual da fonte. O acesso pode ser feito pela lateral do irradiador, onde os níveis de radiação são bem menos expressivos.

Tabela 14 - Valores do mapeamento de dose das fontes A1 e A2 na posição exposta.

Localização	Valores fonte A1 posição aberta (mR/h)	Valores fonte A2 posição aberta (mR/h)
A	1,7	252
B	10,8	410
C	52	1910
D	0,6	23,8
E	0,7	31,2
F	1,80	388
G	1,70	21,2
H	8,8	60,8
I	40,3	153
J	1,4	27,1
K	0,8	14,1
L		

4.2.5 Fuga de corrente

Nos testes, a fuga de corrente, após as irradiações, para a câmara de ionização PTW modelo TW30013 de número de série 0660 não excedeu 0,02% e para o modelo PTW modelo TN30002 de número de série 0272 não excedeu 0,03%. Os resultados estão dentro do valor recomendado de 0,1%.

4.2.6 Repetibilidade das Grandezas de Referência.

Após a determinação das grandezas de referência do novo sistema, kerma no ar e Dose absorvida na água, As Tabelas 15 e 16 mostram como estas grandezas vem se comportando ao longo do tempo. Percebe-se que a grandeza dose absorvida na água apresentou uma variação de 1,48% no período enquanto a variação para a grandeza kerma no ar esteve dentro de 0,5%. Atribui-se a maior variação devido ao fato de que o arranjo foi desmontado entre os dois últimos

conjuntos de medições, o que comprova a necessidade de ter um arranjo fixo. No caso das medições em kerma no ar, o arranjo foi mantido fixo neste período. As incertezas obtidas, utilizando a planilha com os componentes listados no anexo 2 estiveram sempre abaixo de 1,0% estando em conformidade com o TRS-469⁽¹²⁾.

Tabela 15 - Teste de repetibilidade da câmara de ionização PTW 0660 em termos de dose absorvida na água. Taxa da grandeza (mGy/m)

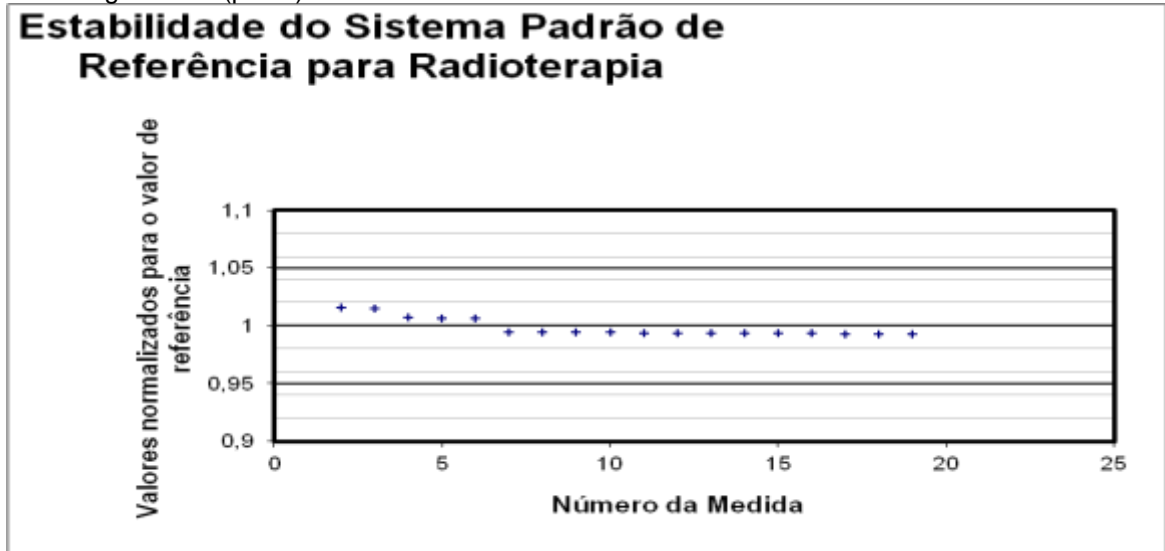
Data da medição	Taxa de dose absorvida na água (mGy/m)
01/08/2019	3,64
06/08/2019	3,65
28/01/2020	3,58
29/01/2020	3,59
04/03/2020	3,51
06/03/2020	3,51
06/03/2020	3,52
06/03/2020	3,52

Tabela 16 - Teste de repetibilidade da câmara de ionização PTW 0660 em termos de kerma no ar. Taxa da grandeza (mGy/m)

Data da medição	Taxa de kerma no ar (mGy/m)
07/02/2020	3,85
13/02/2020	3,86
14/02/2020	3,87
17/02/2020	3,87
19/02/2020	3,87
20/02/2020	3,87
21/02/2020	3,85
27/02/2020	3,85

4.2.7 Estabilidade a longo prazo

Figura 19: Teste de estabilidade da câmara de ionização PTW 0660 em termos de kerma no ar. Taxa da grandeza (pC/m)



Fonte: autor da dissertação.

As medições foram realizadas para a câmara PTW modelo TW30013, utilizada como padrão principal do LCI. Todos os valores estiveram dentro da variação esperada de 0,5%. Analisando cada ponto individualmente, o maior desvio padrão encontrado foi de 0,49%, demonstrando que a estabilidade a curto prazo (repetibilidade) do sistema também está de acordo com as recomendações por normas internacionais.

5 CONCLUSÕES

A instalação física do novo irradiador na sala de calibração de dosímetros clínicos foi finalizada, apesar de alguns desafios, como a adequação e inclusão de partes importantes do sistema, como a carretilha que auxilia o posicionamento da fonte na posição de irradiação (sistema aberto e fechado).

Todos os componentes e acessórios necessários para o adequado funcionamento do sistema foram estabelecidos como lâmpada que indica o tamanho do campo, sistema de ar comprimido, compressor, sistema de colimação, timer e modernização da rede elétrica

Foram construídos dois suportes para o sistema, um exclusivo para seu transporte dentro da instalação e outro para o posicionamento tanto do simulador com água (Dose absorvida na água) como para posicionar a câmara de ionização livre no ar (Kerma no ar), utilizando materiais de fácil aquisição.

Utilizando o sistema de referência foram realizados a maioria dos testes propostos pelo documento TRS-469, como a determinação do tamanho e da homogeneidade do campo, variações de saída devido ao movimento da fonte dentro do cabeçote. Para realizar os testes de fuga e espalhamento do cabeçote, dentro da sala de irradiação, foi utilizado como referência o documento TRS-374.

Os resultados obtidos no teste de fuga, foram satisfatórios estando em conformidade com os valores determinados pela AIEA, com exceção de um ponto específico do colimador do irradiador Theratron, este feito de urânio exaurido, apresentou um valor superior ao recomendado. Para reduzir o valor e se adequar a norma, foi realizado um teste com uma barreira de chumbo de 1mm, reduzindo o valor pela metade, comprovando a necessidade de se desenvolver um dispositivo fixo par realizar essa função.

No teste de espalhamento foram encontrados valores não são significativos, estando de acordo com as incertezas já incorporadas na planilha de estimativa de incertezas. Desta maneira nenhuma ação foi necessária.

As grandezas de referência, kerma no ar e dose absorvida na água foram determinadas e sua estabilidade no tempo foi testada demonstrando que os arranjos quando não alterados demonstram uma boa estabilidade.

O programa de controle de qualidade do sistema de referência, no período testado, demonstrou valores dentro do recomendado pelos protocolos internacionais.

Os resultados preliminares indicam que o sistema é apropriado para o seu uso em calibrações de dosímetros clínicos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ARAUJO, L.P., SÁ, N.M., ATTY, A.T.M. **Necessidades Atuais de Radioterapia no SUS e Estimativas para o Ano de 2030**. Revista Brasileira de Cancerologia 2016; 62(1): 35-42.
2. GUERRA, M.R., GALLO, C.V.M., MENDONÇA, G.A.S. **Risco de Câncer no Brasil: tendências e estudos epidemiológicos mais recentes**. Revista Brasileira de Cancerologia 2005; 51(3): 227-234.
3. EDUARDO, M.B.P. **Análise de conformidades às normas técnicas de proteção radiológica dos serviços de radioterapia no Estado de São Paulo, Brasil**. Cad. Saúde Pública, Rio de Janeiro 2004; 20 (2): S256-S267.
4. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA). **Estimativa 2020: Incidência de Câncer no Brasil**. Rio de Janeiro, RJ: INCA, 2019.
5. IAEA, International Atomic Energy Agency. **Setting Up a Radiotherapy Programme**. Vienna, 2008.
6. SALVATORI, J.V. **Papel da radioterapia no tratamento do câncer – avanços e desafios**. Revista Onco& 2012; 32-36.
7. BRASIL. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. **Programa de Qualidade em Radioterapia, TEC DOC – 1151**. Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia. Protocolo de controle da qualidade. Rio de Janeiro: INCA, 2000.
8. BRASIL. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. **Programa de Qualidade em Radioterapia**. Manual para técnicos em radioterapia. Rio de Janeiro: INCA, 2001.
9. Resolução - **RDC nº 20**, de 02 de fevereiro de 2006. Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA).

10. CNEN, Comissão Nacional de Energia Nuclear. **Solicitação de concessão de licenças e autorizações/cadastrros**. Rio de Janeiro: Centro de Informações Nucleares, Comissão Nacional de Energia Nuclear; Disponível em: <<http://www.cnen.gov.br>> Acesso em: 06 de agosto 2020.
11. IAEA, International Atomic Energy Agency. **Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments**. Vienna, 2000. (Safety Reports Series n16).
12. IAEA, International Atomic Energy Agency. **Calibration of Reference Dosimeters for External Beam Radiotherapy**. Vienna, 2009. (Technical Reports Series n469).
13. IEC, International Electrotechnical Commission. **Medical Electrical Equipment. Dosimeters with Ionization Chambers as Used in Radiotherapy**. Geneva, 1997 (IEC n60731).
14. IAEA, International Atomic Energy Agency. **Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water**. Vienna, 2001. (Technical Reports Series n398).
15. OKUNO, E. **Radiação efeitos, riscos e benefícios**. 1. ed. São Paulo: Oficina de textos, 2018.
16. COSTA, N.A **Desenvolvimento e implementação de um objeto simulador para dosimetria de equipamentos gamma knife**, Tese de doutorado, IPEN/USP – São Paulo 2018.
17. OLIVEIRA, C.T **Desenvolvimento de uma metodologia para calibração de câmaras de ionização de placas paralelas em feixes de raios X de energia baixa em termos de dose absorvida em água**, Dissertação de mestrado, IPEN/USP – São Paulo 2015

18. IAEA, International Atomic Energy Agency. **Calibration of Dosimeters used in Radiotherapy**, Vienna, 1994. (Technical Reports Series n374).
19. INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL. **Vocabulário internacional de termos fundamentais e gerais de metrologia**. 3 ed. Rio de Janeiro, 2003.
20. GONÇALVES, A. A. JR; SOUSA, A. R. **Metrologia – Científica e Industrial**. Editora Manole. 2008
21. CNEN, Comissão Nacional de Energia Nuclear. **Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Radioterapia**. NN-6.10, Rio de Janeiro (2017).
22. ANDREO, P., **The status of high-energy photon and electron beam dosimetry five years after the publication of the IAEA Code of Practice in the Nordic countries**, Acta Oncol. 32 483–500 (1993).
23. Vocabulário Internacional de Metrologia. **Conceitos fundamentais e gerais e termos associados** (VIM 2012). Inmetro Rio de Janeiro, 2012.
24. BUSHONG, S. C. Tradução de Sandro Martins Dolghi, et al. **Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção**. 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.
25. ALBUQUERQUE, M.P.P. **Projeto, construção e calibração de câmaras de ionização de placas paralelas para radiação-x**, Dissertação de mestrado, IPEN/USP – São Paulo 1989.
26. RODRIGUES, L.N. **Metrologia das radiações ionizantes**, Revista Brasileira de física médica 2009;3(1):69-75.

27. ALMEIDA, A.A. **Medidas de transporte eletrônico empregando baixíssimas correntes.** Trabalho de conclusão de curso, UFSM – Rio Grande do Sul.

ANEXO 1 Procedimento de calibração

Condições Ambientais

Nas instalações do Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI), a calibração deverá ser realizada com a temperatura da sala de irradiação estabilizada entre 16 e 26 °C e a umidade relativa do ar entre 30% e 70%. Nas condições ambientais anteriores nenhum fator de correção para a umidade necessita ser aplicado. Quando a temperatura ou humidade relativa do ar ultrapassar estes limites deve-se interromper a calibração até que estas grandezas voltem ao limite naturalmente o por algum equipamento de compensação, tais como ar-condicionado ou desumidificador de ar.

3.1.2 Calibração de Dosímetros do cliente

Para a execução correta das calibrações dos dosímetros clínicos, é necessário que o operador já tenha realizado previamente um procedimento de dosimetria para determinar a taxa de dose absorvida na água e fazer o controle de qualidade da câmara de referência do laboratório, bem como outros procedimentos para o funcionamento adequado do irradiador e dos instrumentos acessórios e do ambiente do laboratório. O operador deve seguir uma rotina adequada na execução dos procedimentos de calibração, a fim de melhorar o entendimento das etapas necessárias para a realização dos testes de desempenho, verificação e calibração dos conjuntos clínicos, empregados em laboratórios de dosimetria com radiação gama em unidades de radioterapia.

O procedimento de calibração dos dosímetros clínicos no LCI, pode ser classificado em três etapas:

1. Procedimento administrativo

- Todo o equipamento deve ser registrado no sistema administrativo do IPEN/CNEN-SP (setor comercial).
- Realizar e registrar as condições físicas de todo o conjunto clínico.

- Verificação da embalagem, verificação de avarias, verificação das pilhas e baterias, verificação de possível sujeira nos conectores e ainda do estado físico da câmara de ionização bem como o local em que esta encontra-se armazenada.
- Finalizada a calibração é elaborado um certificado de calibração ou quando o conjunto não é calibrado, é emitido um relatório de instrumento não conforme.
- Fazer a solicitação de retirada do dosímetro clínico pelo cliente.

2. Procedimento de pré-calibração, precauções e preparação

- Alguns cuidados básicos devem ser tomados com relação aos instrumentos:
 - Ligar o eletrômetro à energia elétrica para estabilização, pelo período de dois dias. E se este porventura for somente à pilha, ligar o eletrômetro no mínimo meia hora antes da realização da calibração para a estabilização.
 - Guardar a câmara de ionização e o cabo triaxial na estufa com sílica.
 - Ser cauteloso no manuseio e armazenamento dos cabos, evitar choques mecânicos, tensionar, flexionar, torcer excessivamente e fazer anéis menores que 30 cm para evitar avarias.
 - Manter as condições ambientais do laboratório controladas e favoráveis para utilização dos dosímetros clínicos. Temperatura da sala de irradiação estabilizada entre 16 e 26 °C e umidade relativa do ar ambiente entre 30% e 70%.
 - Realizar o teste de fuga de energia em cada um dos componentes do conjunto clínico e se foi determinado fuga de energia em um dos componentes, este será tratado na estufa de desumidificação por dois dias a temperatura de 35 °C. Se porventura a fuga de corrente persistir mesmo depois do tratamento na estufa de desumidificação, o equipamento deve ser tratado novamente por alguns dias.

3. Procedimento de calibração

- Montar o sistema phantom, preenchido com água destilada, à distância fonte-detector de 100 cm do centro do irradiador e centralizar o campo de

irradiação no local demarcado no phantom, onde fica a câmara de ionização. A distância e a centralização são realizadas com o auxílio de lasers posicionadores.

- Ligar o ar-condicionado, até a temperatura da água destilada estabilizar entre 20 e 22 °C.
- O dosímetro deve estar em funcionamento no mínimo 30 minutos antes de ser utilizado.
- Montar a câmara de ionização padrão no suporte e inseri-la ao simulador, com a utilização de uma luva de PMMA que posiciona a câmara no local exato de medição, com o eixo longitudinal perpendicular ao eixo central do feixe de radiação a marcação de referência da câmara deve estar voltada para o feixe de radiação. Este posicionamento com luva é válido para todas as câmaras do tipo “farmer”, as câmaras do fabricante Exradin modelo A12 que possuem um corpo longo a prova d’água são posicionadas do mesmo modo que as “farmer” mas utilizando uma luva curta apenas com a finalidade de prender o corpo da câmara ao simulador. Para outros modelos de câmaras o operador terá que criar algum modelo de dispositivo que desempenhe a função de posicionar a câmara na posição de referência.
- Conectar os cabos a câmara de ionização e ao eletrômetro sem polarização dos equipamentos a serem calibrados e do dosímetro clínico padrão, somente após a conexão aplicar a tensão de -300 V. Os cabos devem ser desenrolados no sentido câmara/conector.
- Zerar o sistema de cada conjunto clínico.
- Esperar uma hora para estabilização e polarização dos conjuntos clínicos. A polarização utilizada na calibração é de -300 V, por convenção.
- Realizar uma pré-irradiação da câmara de ionização durante 30 minutos, e permitir o conjunto realizando leituras aleatórias até sua estabilização, tentando eliminar com isso, as cargas espúrias existentes na câmara.
- Não movimentar os equipamentos (câmaras, eletrômetros e cabos) durante o período em que estiverem ligados.
- Executar o teste de repetibilidade e o teste de reprodutibilidade e calcular os valores de D_w para esta calibração do padrão. Para a taxa de dose na data de referência é aplicado o valor da medição anterior realizada com o conjunto clínico de referência. No dosímetro clínico de referência, são feitas 10 medições

sequenciais e para os demais dosímetros clínicos são realizadas 6 medições. O tempo usado é de 60 segundos, por convenção. Caso o conjunto seja calibrado em outra data, o fator decaimento deve ser aplicado (observação: o arranjo não pode sofrer alterações, na eventualidade em que, o arranjo for alterado, é necessário realizar, um novo conjunto de medições do instrumento padrão).

- Confrontar o valor atual de D_w com o valor da última medição do D_w . A diferença percentual não pode ser maior que $\pm 0,5\%$ em relação à medição anterior do seu D_w . Nessas situações o conjunto deve ser identificado e direcionado, para um procedimento de desumidificação em um dispositivo com sílica ou em uma estufa a $35\text{ }^\circ\text{C}$ por um período de 48 horas e após o procedimento, um novo conjunto de medições deve ser repetido com o instrumento de referência. Entretanto, o conjunto de referência, não pode apresentar uma fuga de corrente, o aparecimento dessa fuga, suspenderá a calibração dos demais conjuntos clínicos.
- Finalizado o procedimento, tirar a tensão do eletrômetro, desconectar a câmara de ionização do eletrômetro, enrolar o cabo no sentido conector/câmara em anéis maiores que 30 cm acondicionar a câmara de ionização de referência no desumidificador com sílica. Nunca desconectar o cabo se a câmara estiver polarizada.
- Colocar a câmara de ionização a ser calibrada no suporte e inseri-la ao simulador. Para câmaras de ionização à prova de água com estrutura rígida, é utilizado outro tipo de suporte, que funciona como um suporte guia no simulador.
- Acionar o feixe de irradiação durante quinze minutos, e permitir o conjunto realizando leituras aleatórias até sua estabilização.
- Executar o teste de repetibilidade e o teste de reprodutibilidade e calcular os valores de $N_{d,w}$ para esta calibração.
- Avaliar o valor atual de $N_{d,w}$ apresentado na calibração e compará-lo com o valor da última calibração. O dosímetro clínico a ser calibrado não poderá apresentar uma variação percentual maior do que $\pm 1\%$ em comparação a calibração anterior do mesmo, caso o conjunto não tenha um histórico de calibração anterior é analisado o seu valor de $N_{d,w}$ utilizando os dados do histórico de calibração do IPEN de equipamentos de modelos similares, ou consultando o físico médico responsável pelo conjunto.

- Finalizado o procedimento, tirar a tensão do eletrômetro, desconectar a câmara de ionização do eletrômetro, enrolar o cabo no sentido conector/câmara em anéis maiores que 30 cm acondicionar a câmara de ionização de referência no desumidificador com sílica. Nunca desconectar o cabo se a câmara estiver polarizada.
- Enviar o relatório de calibração para o responsável do laboratório de calibração para conferência.
- Emitir o certificado de calibração do conjunto clínico ou elaborar o relatório de instrumento não conforme.
- Acionar o feixe de irradiação durante quinze minutos, e permitir o conjunto realizando leituras aleatórias até sua estabilização.
- Executar o teste de repetibilidade e o teste de reprodutibilidade e calcular os valores de $N_{d,w}$ para esta calibração.
- Avaliar o valor atual de $N_{d,w}$ apresentado na calibração e compará-lo com o valor da última calibração. O dosímetro clínico a ser calibrado não poderá apresentar uma variação percentual maior do que $\pm 1\%$ em comparação a calibração anterior do mesmo, caso o conjunto não tenha um histórico de calibração anterior é analisado o seu valor de $N_{d,w}$ utilizando os dados do histórico de calibração do IPEN de equipamentos de modelos similares, ou consultando o físico médico responsável pelo conjunto.
- Finalizado o procedimento, tirar a tensão do eletrômetro, desconectar a câmara de ionização do eletrômetro, enrolar o cabo no sentido conector/câmara em anéis maiores que 30 cm acondicionar a câmara de ionização de referência no desumidificador com sílica. Nunca desconectar o cabo se a câmara estiver polarizada.
- Enviar o relatório de calibração para o responsável do laboratório de calibração para conferência.
- Emitir o certificado de calibração do conjunto clínico ou elaborar o relatório de instrumento não conforme.

ANEXO 2 Componentes de incerteza do procedimento de calibração

Descritivo das fontes de incerteza utilizadas no procedimento de medição. Os valores apresentados são apenas uma ilustração, os valores são preenchidos durante a execução do procedimento.

Nome	Porcentagem de contribuição
Fator de calibração do dosímetro (certificado)	0,00
Estabilidade do dosímetro no tempo	0,03
Resolução do eletrômetro	8,36
Posicionamento transversal(homogeneidade)	5,09
Posicionamento vertical (homogeneidade)	5,09
Posicionamento longitudinal	81,39
Corrente de fuga	0,00
Repetibilidade - Tipo A	0,00
Incerteza da calibração do cronômetro	0,00
Estabilidade do medidor de tempo	0,01
Resolução do cronômetro	0,01
Incerteza da calibração do barômetro	0,01
Resolução do barômetro	0,00
Estabilidade do barômetro no tempo	0,00
Incerteza da calibração do termômetro	0,00
Resolução do termômetro	0,00
Estabilidade do termômetro no tempo	0,00
Variação de temp. na calibração	0,00
Distorção geométrica do phantom	0,01
Variação de pressão atm. na calibração	0,00

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, Inovações e Comunicações.