



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**MÉTODOS DE CALIBRAÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO
DE PLACAS PARALELAS PARA DOSIMETRIA
DE FEIXES DE ELÉTRONS**

ROSELI TADEU BULLA

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

Orientadora:
Dra. Linda V. E. Caldas

São Paulo
1999

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**MÉTODOS DE CALIBRAÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO
DE PLACAS PARALELAS PARA DOSIMETRIA
DE FEIXES DE ELÉTRONS**

ROSELI TADEU BULLA

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

Orientadora:
Dra. Linda V. E. Caldas

SÃO PAULO

1999



*Aos meus pais e ao
meu irmão. pelo apoio,
incentivo e carinho*

Agradecimentos

Agradeço de forma especial à Dra. Linda V. E. Caldas, pela orientação segura, dedicada e valiosas discussões no desenvolvimento deste trabalho.

Os meus agradecimentos se estendem:

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), na pessoa do Sr. Superintendente, Dr. Cláudio Rodrigues, pela possibilidade oferecida de realização deste trabalho;

Ao CNPq, pelo suporte financeiro;

Aos meus pais João e Maria Aparecida, pelo constante apoio, incentivo, paciência e compreensão;

Ao meu irmão João Luis, pelas sugestões e discussões sobre o desenvolvimento e confecção deste trabalho, e principalmente pelo companheirismo demonstrado ao longo do desenvolvimento deste trabalho;

Ao Sr. Marcos Xavier, pelas sugestões e colaboração durante o desenvolvimento deste trabalho, e principalmente pela sua amizade;

À Sra. Adriana Calixto de Almeida Lima, pela amizade e estímulo;

À Direção do Hospital Israelita Albert Einstein e ao Diretor do Departamento de Radioterapia Dr. João Victor Salvajoli, pela oportunidade de utilização dos equipamentos e instalações desta instituição;

Ao Sr. José Carlos Cruz, físico responsável do Departamento de Radioterapia do Hospital Israelita Albert Einstein, pelas discussões, auxílio nas medidas efetuadas nesta instituição, pelo carisma e amizade;

À Sra. Monica Lagatta e Sra. Sandra Regina de Oliveira Borges, físicas do Hospital Israelita Albert Einstein, pelo auxílio nas medidas efetuadas nesta instituição e pela amizade;

Ao Dr. Cleber Nogueira de Souza, pelas sugestões e discussões;

À Divisão de Oficinas (IEO) do IPEN, pelo esmero na confecção das peças utilizadas neste trabalho;

Enfim, a todos amigos que direta e indiretamente colaboraram na realização deste trabalho.

MÉTODOS DE CALIBRAÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO DE PLACAS PARALELAS PARA DOSIMETRIA DE FEIXES DE ELÉTRONS

Roseli Tadeu Bulla

RESUMO

A aplicação dos feixes de radiação de aceleradores lineares em Radioterapia é de grande importância para a Medicina, e segundo as recomendações internacionais a dosimetria de feixes de elétrons pode ser realizada com câmaras de ionização de placas paralelas, previamente calibradas em feixes padrões de radiação gama nos laboratórios autorizados. Neste trabalho, foram apresentados, testados e comparados diversos métodos de calibração de câmaras de ionização de placas paralelas utilizadas em procedimentos de dosimetria de feixes clínicos de elétrons de energias altas de aceleradores. As experiências foram realizadas com feixes de radiação gama de ^{60}Co no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN e com feixes de elétrons de 4 a 16 MeV no Departamento de Radioterapia do Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo. Um método foi escolhido para ser implantado no Laboratório do IPEN. Foram apresentadas propostas do procedimento de calibração, de um certificado de calibração e de folhas de dados.

CALIBRATION METHODS OF PLANE-PARALLEL IONIZATION CHAMBERS USED IN ELECTRON DOSIMETRY

Roseli Tadeu Bulla

ABSTRACT

The use of linear accelerators in Radiotherapy is of great importance in Medicine, and according to international recommendations the electron beam dosimetry has to be performed using plane-parallel ionization chambers, previously calibrated in standard gamma radiation fields at accredited laboratories. In this work, calibration methods of plane-parallel ionization chambers used in dosimetry procedures of high energy electron beams of clinical accelerators were presented, tested and intercompared. The experiments were carried out using gamma radiation beams of ^{60}Co at the Calibration Laboratory of Clinical Dosemeters at IPEN and electron beams of 4 to 16 MeV at the Radiotherapy Department of Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo. A method was chosen to be established at IPEN. Proposals of the calibration procedure, calibration certificate and data sheets are presented.

SUMÁRIO

	Página
1. INTRODUÇÃO	1
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	5
2.1. Grandezas Dosimétricas	5
2.1.1. Exposição	5
2.1.2. Dose Absorvida	6
2.1.3. Kerma	7
2.1.4. Equilíbrio Eletrônico	8
2.2. Teoria Cavitária	8
2.3. Câmaras de Ionização	11
2.3.1. Câmara de Ar Livre	13
2.3.2. Câmara Cavitária	14
2.3.3. Câmara Cilíndrica (Tipo Dedal)	14
2.3.4. Câmara de Placas Paralelas (Tipo Superficial)	16
2.3.5. Câmara de Extrapolação	17
2.4. Eletrômetros	18
2.5. Simuladores	20
2.6. Dosimetria de Feixes de Elétrons	21
2.6.1. Distribuição da Dose Absorvida no Eixo Central do Feixe	21
2.6.2. Determinação da Energia de Feixes de Elétrons	24

	Página
2.7. Calibração das Câmaras de Ionização	26
2.7.1. Determinação do Fator de Calibração em Termos de Exposição no Ar, N_x	31
2.7.2. Determinação do Fator de Calibração em Termos de Dose Absorvida no Ar, $N_{D,ar}$	32
2.7.3. Determinação da Dose Absorvida	34
3. MATERIAIS E MÉTODOS	36
3.1. Sistemas de Irradiação	37
3.1.1. Sistema de Radiação Gama de ^{60}Co	37
3.1.2. Sistema de Radiação de Elétrons	38
3.2. Sistemas de Medidas	41
3.2.1. Sistemas de Medidas utilizados no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN	41
3.2.2. Sistemas de Medidas utilizados no Hospital Israelita Albert Einstein (HIAE)	45
3.2.3. Confecção de Acessórios	46
3.2.4. Caracterização das Placas de PMMA que compõem o Simulador Sólido	46
3.3. Fontes Radioativas de Controle	48
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES	51
4.1. Importância da Padronização dos Métodos de Calibração	51
4.2. Testes de Controle dos Dosímetros Clínicos	52
4.2.1. Testes Preliminares dos Dosímetros Clínicos	53
4.2.2. Geometria do Feixe de Radiação Gama do ^{60}Co	58
4.2.2.1. Verificação da Uniformidade do Campo de Radiação Produzido	59
4.2.2.2. Verificação da Distância Fonte-Câmara Real	60

	Página
4.3. Avaliação das Câmaras de Ionização de Referência (Tipo Cilíndrica) e de Placas Paralelas utilizadas em Feixes de Elétrons	62
4.3.1. Eficiência de Coleção de Íons	63
4.3.2. Efeito de Polaridade	65
4.3.3. Dependência Energética	70
4.4. Calibração de Dosímetros Clínicos	72
4.4.1. Calibração em Feixes de Radiação de ^{60}Co	83
4.4.2. Calibração em Feixes de Elétrons	98
4.4.3. Comparação entre os Métodos de Calibração das Câmaras de Ionização de Placas Paralelas	101
4.4.4. Determinação da Dose Absorvida numa Profundidade de Referência usando Câmaras de Placas Paralelas em Feixes de Elétrons	104
5. CONCLUSÕES	113
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	115
ANEXOS	
Anexo 1. Proposta de Procedimento de Calibração	123
Anexo 2. Proposta de Certificado de Calibração	131

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 2.1: Curva de dose no eixo central de um feixe de elétrons com os parâmetros que caracterizam o feixe	22
Figura 3.1: Curvas típicas de dose em profundidade em água dos feixes de elétrons do acelerador linear Clinac 2100C	39
Figura 3.2: Câmaras de ionização utilizadas neste trabalho	44
Figura 3.3: Suportes projetados e confeccionados no IPEN para posicionar as câmaras de ionização no interior do simulador e no ar	47
Figura 3.4: Suportes projetados e confeccionados no IPEN para adaptação das câmaras de ionização e fontes de controle	49
Figura 3.5: Montagem do sistema de medidas utilizado nos testes de repetibilidade e estabilidade das câmaras de ionização	50
Figura 4.1: Teste de estabilidade a longo prazo da câmara de ionização do sistema A (0,6 cm ³)	56
Figura 4.2: Teste de estabilidade a longo prazo da câmara de ionização do sistema C (0,055 cm ³)	56
Figura 4.3: Teste de estabilidade a médio prazo da câmara de ionização do sistema B (0,125 cm ³)	57
Figura 4.4: Uniformidade do campo de radiação de ⁶⁰ Co	60
Figura 4.5: Determinação da posição aparente da fonte de ⁶⁰ Co	62
Figura 4.6: Representação esquemática da montagem experimental para a calibração das câmaras de ionização em feixes de elétrons de energias diferentes	71
Figura 4.7: Representação esquemática da montagem experimental para a calibração das câmaras de ionização em feixes de radiação gama de ⁶⁰ Co	84
Figura 4.8: Sequência de calibração de uma câmara de placas paralelas como descrito na 1ª Metodologia , para a determinação da dose absorvida na água em feixes de elétrons.	106

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 2.1: Curva de dose no eixo central de um feixe de elétrons com os parâmetros que caracterizam o feixe	22
Figura 3.1: Curvas típicas de dose em profundidade em água dos feixes de elétrons do acelerador linear Clinac 2100C	39
Figura 3.2: Câmaras de ionização utilizadas neste trabalho	44
Figura 3.3: Suportes projetados e confeccionados no IPEN para posicionar as câmaras de ionização no interior do simulador e no ar	47
Figura 3.4: Suportes projetados e confeccionados no IPEN para adaptação das câmaras de ionização e fontes de controle	49
Figura 3.5: Montagem do sistema de medidas utilizado nos testes de repetibilidade e estabilidade das câmaras de ionização	50
Figura 4.1: Teste de estabilidade a longo prazo da câmara de ionização do sistema A (0,6 cm ³)	56
Figura 4.2: Teste de estabilidade a longo prazo da câmara de ionização do sistema C (0,055 cm ³)	56
Figura 4.3: Teste de estabilidade a médio prazo da câmara de ionização do sistema B (0,125 cm ³)	57
Figura 4.4: Uniformidade do campo de radiação de ⁶⁰ Co	60
Figura 4.5: Determinação da posição aparente da fonte de ⁶⁰ Co	62
Figura 4.6: Representação esquemática da montagem experimental para a calibração das câmaras de ionização em feixes de elétrons de energias diferentes	71
Figura 4.7: Representação esquemática da montagem experimental para a calibração das câmaras de ionização em feixes de radiação gama de ⁶⁰ Co	84
Figura 4.8: Sequência de calibração de uma câmara de placas paralelas como descrito na 1ª Metodologia , para a determinação da dose absorvida na água em feixes de elétrons.	106

- Figura 4.9:** Sequência de calibração para uma câmara de placas paralelas como descrito na **2^a Metodologia**, para a determinação da dose absorvida na água em feixes de elétrons. 107
- Figura 4.10:** Sequência de calibração de uma câmara de placas paralelas como descrito na **3^a Metodologia**, para a determinação da dose absorvida na água em feixes de elétrons. 110

LISTA DE TABELAS

	Página
Tabela 3.1: Parâmetros dos feixes de elétrons do acelerador linear Clinac 2100C do Hospital Israelita Albert Einstein utilizados neste trabalho	40
Tabela 3.2: Características físicas e códigos das câmaras de ionização utilizadas neste trabalho	43
Tabela 4.1: Eficiência de coleção de íons (ϵ) das câmaras de ionização analisadas com o acelerador Clinac 2100C	66
Tabela 4.2: Variação do efeito de polaridade nas câmaras de ionização de placas paralelas analisadas no acelerador Clinac 2100C	69
Tabela 4.3: Fatores de correção empregados no cálculo do método B da análise da dependência energética	73
Tabela 4.4: Fatores de correção de fluência da radiação das câmaras de ionização de placas paralelas	74
Tabela 4.5: Dependência energética (%) das câmaras de ionização de placas paralelas entre 6 e 16 MeV de energia de feixes de elétrons	75
Tabela 4.6: Condições de referência para os feixes de radiação gama de ^{60}Co e os feixes de elétrons	77
Tabela 4.7: Taxas de dose absorvida em feixes de radiação gama de ^{60}Co em simuladores de água e de PMMA. Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN	78
Tabela 4.8: Dose absorvida em feixes de elétrons em simuladores de água e de PMMA. Medidas realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein	79
Tabela 4.9: Fatores de calibração das câmaras de ionização cilíndricas. Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN em feixes de ^{60}Co	86
Tabela 4.10: Fatores de calibração das câmaras de ionização de placas paralelas determinados pelo Método I . Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN	89

- Tabela 4.11:** Fatores de calibração, em termos de dose absorvida no ar, das câmaras de ionização do IPEN determinados em feixes de ^{60}Co . Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN, utilizando simuladores de água e de PMMA 92
- Tabela 4.12:** Fatores de calibração, em termos de dose absorvida no ar, das câmaras de ionização do HIAE determinadas em feixes de ^{60}Co . Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN, utilizando simuladores de água e de PMMA 93
- Tabela 4.13:** Fatores de calibração das câmaras de ionização em termos de dose absorvida no ar. Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN com feixes de ^{60}Co 97
- Tabela 4.14:** Fatores de calibração, em termos de dose absorvida no ar, das câmaras de ionização do IPEN determinados em feixes de elétrons num simulador de água e de PMMA. Medidas realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein 99
- Tabela 4.15:** Fatores de calibração, em termos de dose absorvida no ar, das câmaras de ionização do HIAE determinados em feixes de elétrons num simulador de água e de PMMA Medidas realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein 100
- Tabela 4.16:** Fatores de calibração, em termos de dose absorvida no ar, das câmaras de ionização de placas paralelas, determinados em feixes de radiação de ^{60}Co e de elétrons nos simuladores de água e de PMMA 102
- Tabela 4.17:** Razões entre os fatores de calibração das câmaras de placas paralelas em feixes de ^{60}Co e elétrons em comparação com a câmara cilíndrica do **sistema A** nos simuladores de água e de PMMA 103
- Tabela 4.18:** Dose absorvida em feixes de elétrons em simuladores de água e de PMMA num campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, obtido pelo feixe de radiação de ^{60}Co . Medidas realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein 108
- Tabela 4.19:** Dose absorvida em feixes de elétrons em simuladores de água e de PMMA num campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, obtido pelo feixe de radiação de ^{60}Co . Medidas realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein 111

1. INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, a Radioterapia desenvolveu-se muito a partir da terapia com raios X de ortovoltagem e com cobalto a uma especialidade clínica avançada, empregando feixes de fótons e de elétrons de energias altas com auxílio de computadores no planejamento de tratamentos^[1].

A aplicação dos feixes de radiação de aceleradores lineares em Radioterapia com doses altas de radiação exige que haja exatidão na distribuição da dose absorvida no volume do tumor, mostrando que uma variação na distribuição de $\pm 5\%$ nessa exatidão pode representar o controle ou a falha de alguns tratamentos. Com isso surgiu a necessidade de se controlar periodicamente o desempenho dos feixes por meio de procedimentos de dosimetria.

A dosimetria da radiação consiste de medidas da dose absorvida ou da exposição resultantes da interação da radiação ionizante com a matéria. Nesta prática, os dosímetros a serem utilizados são os calorímetros, os dosímetros químicos e as câmaras de ionização, entre outros. Nas medidas de dose absorvida em feixes de fótons e elétrons num ponto de referência, o dosímetro mais utilizado é a câmara de ionização, recomendada pelos protocolos internacionais^[2-9], devido a sua precisão e exatidão.

A maioria das recomendações nacionais e internacionais sobre dosimetria clínica tem reconhecido as vantagens do uso da câmara de ionização de placas paralelas para dosimetria de feixes terapêuticos de elétrons, para maior exatidão dosimétrica. As suas características de construção, principalmente a forma e o tamanho do volume de coleção de cargas fazem com que este instrumento seja teoricamente ideal para as medidas de ionização nas regiões com gradientes de dose e a posição do ponto efetivo de medida pode ser bem definido na superfície interna da janela de entrada. Além disso, seu modelo também é ideal para medidas em simuladores [10,11,12].

Para utilização das câmaras de ionização nas medidas de dosimetria de feixes de radiação (nível Radioterapia) é necessário que elas sejam previamente calibradas em feixes padrões de radiação nos laboratórios específicos para este fim. A calibração é feita para se saber a resposta dos instrumentos de medidas com um alto grau de confiança.

No Brasil as instituições que oferecem este serviço são o Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD - Rio de Janeiro) e o Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN - São Paulo), ambos da Comissão Nacional de Energia Nuclear.

No IRD está o Laboratório Nacional de Radiações Ionizantes, credenciado pelo INMETRO (Instituto Nacional de Metrologia), designado pelas autoridades competentes para a calibração dos instrumentos utilizados em medidas de radiações. Desde 1980 o Laboratório de Calibração de IPEN vem participando das intercomparações anuais

promovidas pelo IRD, como forma de controle de qualidade dos serviços oferecidos de calibração de instrumentos.

Não há método implantado no Brasil para a calibração de câmaras de ionização de placas paralelas utilizadas em dosimetria de feixes terapêuticos de elétrons.

Esse assunto vem tendo um destaque internacional bastante acentuado nos últimos anos, como pode ser observado na literatura^[4,10,11-23].

A Agência Internacional de Energia Atômica publicou as recomendações para a determinação de dose absorvida em feixes de fótons e elétrons em 1987^[4], que foram testadas em diversos países, sendo que uma avaliação deste protocolo foi publicada em 1996^[10]. As recomendações atuais ^[10,11,12,14,15,17,23] dos pesquisadores e metrologistas da área são que as câmaras de ionização de placas paralelas utilizadas em dosimetria de feixes de elétrons podem ser calibradas em feixes de radiação gama de ⁶⁰Co, tomando-se certas precauções e estabelecendo-se os parâmetros físicos dos feixes e dos sistemas de medidas, já que não há aceleradores de elétrons na grande maioria dos laboratórios de calibração. É portanto necessário que cada laboratório de calibração estabeleça as suas condições adequadas e o seu procedimento para esta atividade.

Este trabalho tem como objetivo recomendar uma técnica de calibração de dosímetros clínicos (câmaras de ionização de placas paralelas) nos feixes de radiação gama de ⁶⁰Co do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN.

Foram estudados diversos aspectos envolvidos com as câmaras de dimensões diferentes. Também foi realizado um estudo comparativo de determinação de fatores de calibração para as câmaras de ionização em questão, a partir da calibração com ^{60}Co (IPEN) e com feixes de elétrons (Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo).

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Grandezas Dosimétricas

2.1.1 Exposição (X)

A exposição (X) é definida como sendo o quociente de dQ por dm , onde dQ é o valor absoluto da carga total de íons de um mesmo sinal produzidos no ar quando todos os elétrons (negativos e positivos) produzidos pelos fótons numa determinada massa de ar dm são completamente freados no ar^[24].

$$X = dQ/dm \quad (2.1)$$

A unidade atual (Sistema Internacional) da grandeza exposição é o coulomb por quilograma (C/kg), e a unidade antiga especial era o roentgen (R), que deve ser evitada. A relação entre as duas unidades é dada por:

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$$

A grandeza exposição foi a primeira grandeza definida, para fins de radioproteção, como sendo a habilidade ou a capacidade da radiação X e gama em produzir ionizações no ar. Esta grandeza não é definida para nêutrons, partículas alfa ou beta.

2.1.2 Dose Absorvida (D)

A grandeza dose absorvida foi definida para suprir as limitações da grandeza exposição, pois é válida para quase todos os tipos de radiações ionizantes (X , γ , α , β), e deve ser definida para qualquer tipo de material absorvedor.

A dose absorvida (D) é definida como a quantidade de energia depositada pela radiação ionizante na matéria num determinado elemento de volume conhecido^[24]:

$$D = dE/dm \quad (2.2)$$

onde dE é a energia média depositada pela radiação ionizante num material de massa dm do volume.

A unidade especial atual de dose absorvida é o gray (Gy) e é definida como uma dose de radiação absorvida de um joule por quilograma:

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$$

A dose absorvida (D) em um meio de interesse pode ser relacionada com a exposição (X) por meio da relação^[25]:

$$D = X.f_{\lambda} \quad (2.3)$$

onde f_{λ} é o fator de conversão da exposição em dose absorvida, cujo valor depende da energia da radiação e do tipo de material que está sendo irradiado.

2.1.3 Kerma (K)

A grandeza kerma é definida como sendo o quociente de dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas de todas as partículas ionizantes carregadas (elétrons e pósitrons) liberadas por partículas não carregadas (fótons) num material de massa dm . A relação é dada por^[24,26] :

$$K = dE_{tr}/dm \quad (2.4)$$

A unidade de kerma é a mesma utilizada para a dose absorvida, ou seja, o J/kg, sendo $1 \text{ J/kg} = 1 \text{ Gy}$.

O kerma no ar pode ser relacionado com a grandeza exposição (X) por meio de:

$$K_{ar} = X(\overline{W}_{ar}/e)/(1-g) \quad (2.5)$$

onde: \overline{W}_{ar} é a energia média necessária para produzir um par de íons no ar, e é a carga eletrônica e g é a fração de energia do elétron perdida como radiação de freamento (“*Bremsstrahlung*”).

Se a produção de “*Bremsstrahlung*” for desprezível e havendo equilíbrio eletrônico, o kerma será igual à dose absorvida no ar. A grandeza kerma é válida somente para as radiações indiretamente ionizantes (X e γ).

2.1.4 Equilíbrio Eletrônico

A condição de equilíbrio eletrônico está diretamente ligada à definição da grandeza exposição. De acordo com a definição, os elétrons produzidos pela interação da radiação com a matéria devem perder toda a sua energia por meio de ionizações num volume específico de ar, e as cargas do mesmo sinal devem ser somadas. Entretanto, alguns elétrons produzidos neste volume específico depositam sua energia fora deste mesmo volume, produzindo cargas que não serão consideradas na soma total. Por outro lado, os elétrons produzidos fora do volume específico podem entrar neste volume e ser considerados na soma total das cargas produzidas. Se as cargas produzidas forem compensadas pelas cargas a mais consideradas, existe a condição de equilíbrio eletrônico, necessária para a definição de exposição^[26].

Desta forma, “as capas de equilíbrio eletrônico” das câmaras de ionização são utilizadas somente para campos de radiação de energias altas, para atenuar os fótons e proporcionar a condição de equilíbrio eletrônico desejada.

2.2 Teoria Cavitária

Para medir a dose absorvida num meio é necessário introduzir um instrumento sensível à radiação nesse meio. Em geral, esse instrumento (detector de radiação) difere em número atômico e densidade do meio onde é inserido, representando uma descontinuidade, ou seja, constitui uma cavidade nesse meio. O tamanho da cavidade, quando comparado com o

alcance dos elétrons presentes no meio, determina o tipo de teoria cavitária a ser aplicada.

O propósito da teoria da cavidade é relacionar a dose absorvida numa cavidade ou num detector de tamanho e composição arbitrários, com a dose absorvida num meio de número atômico ou composição diferentes.

Existem vários modelos de teoria cavitária; dentre eles o que mais se destaca é a teoria de Bragg-Gray, descrito por Attix^[27], por ter sido o primeiro modelo e o mais simples, apesar de muitas considerações terem sido feitas posteriormente para se chegar a uma teoria mais elaborada.

Em 1929, Gray foi o primeiro a enunciar o princípio cavitário, embora Bragg em 1912 já tivesse discutido o assunto qualitativamente. O desenvolvimento dado por Gray à teoria cavitária foi baseado na ionização do ar provocada pela radiação gama.

Considerando o meio uniformemente irradiado e existindo o equilíbrio eletrônico, a energia depositada por elétrons secundários num elemento de volume é igual à energia perdida por fótons por meio de suas interações no elemento de volume, supondo desprezíveis as radiações de freamento. Desta forma, o princípio de equivalência, enunciado por Gray, diz que “a energia perdida pelos elétrons na cavidade, por unidade de volume é $1/\rho$ vezes a energia perdida pela radiação gama, por unidade de volume do sólido”, sendo $1/\rho$ a razão entre os poderes de freamento dos elétrons na cavidade e no meio.

Assim sendo, a relação de Bragg-Gray^[27] pode ser dada pela relação:

$$D_{meio} = D_{cavidade} \cdot m S_{meio,cavidade} \quad (2.6)$$

onde D_{meio} e $D_{cavidade}$ representam a dose absorvida no meio e na cavidade, respectivamente, e $m S_{meio,cavidade}$ é a razão entre os poderes de freamento médio de massa do meio e da cavidade.

A relação de Bragg-Gray é um modelo de perda contínua de radiação, pois não leva em conta a produção dos raios delta que depositam energia fora do volume de interesse, mas considera que toda energia perdida pelos elétrons é dissipada localmente e, portanto, incluída no poder de freamento, e que este é independente da energia dos elétrons.

Em 1955, Spencer e Attix propuseram teorias que incluem os raios delta no cálculo da energia depositada na cavidade e levam em conta as diferenças de número atômico, introduzindo uma energia de corte, abaixo da qual as transferências de energia são consideradas dissipativas. A energia de corte está relacionado com o tamanho da cavidade e é definido como a energia do elétron que possui alcance igual à espessura média da cavidade. Essa energia de corte deve ser alta em comparação com a energia de ligação dos elétrons atômicos.

Posteriormente vieram outras teorias que levaram em consideração, além dos raios delta, outros fatores para se obter uma teoria cavitária mais elaborada.

2.3 Câmaras de Ionização

Para detectar a radiação proveniente de “fontes radioativas”, desenvolveu-se um sistema detector baseado nas interações que um meio, de propriedades apropriadas, sofre ao ser atravessado por radiação. Os detectores, que se baseiam na ionização de um gás, são construídos levando-se em conta a coleta de íons produzidos pela radiação ionizante no volume sensível do detector.

A câmara de ionização é o mais simples dos detectores a gás, e sua operação está baseada em coletar todas as cargas criadas por ionização direta, por meio da aplicação de um campo elétrico.

As câmaras de ionização mais simples são constituídas por um eletrodo coletor central (anodo) e pela parede da câmara que é revestida de material condutor e que funciona como catodo. O volume sensível do detector é delimitado pela parede da câmara e constitui uma cavidade preenchida por um gás ou por uma mistura de gases, a uma pressão relativamente baixa. A forma geométrica da cavidade não é definida pela teoria cavitária de Bragg-Gray, mas devem ser levados em conta alguns fatores, tais como a distância entre os eletrodos, para o caso da recombinação dos íons, e a espessura da parede a fim de se obter a condição de equilíbrio eletrônico^[28,29].

Entre o anodo e o catodo é aplicada uma diferença de potencial, para separar os pares de íons produzidos, fazendo com que os íons negativos migrem para o anodo e os positivos para o catodo. Este fluxo de íons produz uma corrente elétrica extremamente baixa (da ordem de 10^{-12} A) e

um dispositivo eletrônico sensível (eletrômetro) é utilizado para a sua medida.

As câmaras de ionização normalmente não são seladas, ou seja, o ar no seu interior é o mesmo do ambiente, por isso é necessário fazer a correção das leituras para as condições ambientais. A umidade também pode afetar as leituras obtidas com esses instrumentos, produzindo uma corrente denominada "corrente de fuga", o que torna necessário o controle da umidade no ambiente do laboratório por meio de desumidificadores de ar e aparelhos de ar condicionado. Além disso, costuma-se manter as câmaras, quando não estão sendo utilizadas, em desumidificadores contendo sílica. A correção da leitura de uma câmara de ionização para as variações de temperatura e pressão deve ser feita utilizando-se o fator de correção determinado pela seguinte expressão^[30]:

$$F_{T,p} = \frac{(273,15 + T)}{273,15 + T_o} \cdot \frac{p_o}{p} \quad (2.7)$$

onde $F_{T,p}$ é o fator de correção de temperatura e pressão, T e p são a temperatura e a pressão ambientes, e T_o e p_o são a temperatura e a pressão padrões.

Normalmente os valores de T_o e p_o são tomados como referências e iguais a 20°C e 101,3 kPa (1013,15 mbar = 760 mmHg) respectivamente.

O efeito da umidade sobre a resposta de uma câmara de ionização pode ser importante; a resposta é praticamente constante para a faixa de umidade relativa de 20 a 80%, onde a resposta da câmara é aproximadamente 0,3% maior que no ar seco^[30].

Existem vários tipos de câmaras de ionização com dimensões e formas de cavidade diferentes. O uso de cada uma depende da finalidade à qual a câmara será destinada (medir exposição ou dose absorvida), bem como do tipo de radiação a ser medida, de sua intensidade, sua energia e de sua variação no espaço e no tempo.

2.3.1 Câmara de Ar Livre

Para a medida de exposição segundo a sua definição, foi projetada uma câmara de ionização, denominada câmara de ar livre. Este tipo de câmara de ionização serve para a calibração de outros instrumentos que meçam radiação por ionização^[28].

A medida de exposição com uma câmara de ar livre está diretamente relacionada ao princípio de equilíbrio eletrônico. À medida que a energia dos fótons aumenta, é necessário que as dimensões da câmara aumentem consideravelmente, a fim de que os critérios especiais para a medida operacional da grandeza exposição sejam obedecidos. Desta forma, surgem diversos problemas técnicos diretamente relacionados com as dimensões físicas, nas medidas de fótons com energia acima de 300 keV. Com o aumento da energia, as câmaras de ar livre tornam-se maiores e os fatores de correção se tornam elevados, determinando um limite de energia da radiação para a utilização da câmara de ar livre como um padrão primário à pressão atmosférica.

2.3.2 Câmara Cavitária

Como a câmara de ar livre, à pressão atmosférica, está limitada a valores de energia de fótons abaixo de 300 keV, foi desenvolvido um outro tipo de câmara de ionização para servir como padrão primário nas medidas de exposição em feixes de fótons. Esta câmara cavitária utiliza como princípio de medida a teoria de Bragg-Gray, baseando-se na determinação da dose absorvida num material, e que permite medidas de exposição de radiação X e gama até 3 MeV, cobrindo-se a câmara com uma capa de equilíbrio eletrônico. Esta é uma das razões pelas quais a câmara de ionização padrão não pode ser usada para energias maiores que 3 MeV e, como consequência a unidade antiga Roentgen não é definida para radiações de energias maiores que 3 MeV^[26].

2.3.3 Câmara Cilíndrica (Tipo Dedal)

As câmaras do tipo padrão primário não são convenientes para as medidas de rotina, sendo geralmente utilizadas em Laboratórios de Padronização Primária. Para as medidas rotineiras foi desenvolvido um outro tipo de câmara, cuja utilização apresenta fácil manuseio e grande versatilidade, a câmara de ionização tipo dedal. O seu funcionamento baseia-se não apenas no princípio de equilíbrio eletrônico, mas também na teoria cavitária de Bragg-Gray. A combinação destes dois princípios torna possível a determinação da exposição no intervalo entre 40 keV e 3 MeV, usando-se apenas um instrumento de medida.

Este tipo de câmara não mede diretamente a exposição e, por isso, precisa ser calibrada em relação a um dosímetro do tipo padrão primário, sendo portanto neste caso denominada de padrão secundário.

A câmara de ionização dedal consiste de um instrumento de pequenas dimensões, com uma parede sólida condutora que delimita um certo volume de ar. Neste volume está inserido, no centro, um eletrodo para coleta dos íons formados no ar. A fim de não causar perturbação no campo de radiação, tanto o material da parede da câmara quanto o do eletrodo central devem ser equivalentes ao ar, em relação à interação dos fótons e dos elétrons secundários. Esta equivalência significa que a parede se comporta como uma camada de ar condensado, fazendo com que a fluência e o espectro de energia dos fótons e dos elétrons secundários (gerados pela interação da radiação primária com o material da parede, e no volume ativo de ar) não sejam perturbados pela parede. Esta parede possui uma espessura sempre maior que o alcance dos elétrons secundários gerados fora da câmara. Isto significa que toda ionização detectada pelo eletrodo central pode ser associada aos elétrons secundários gerados e freados dentro do volume de ar, já que ocorre o equilíbrio eletrônico. A transferência de energia dos elétrons secundários (gerados na parede) para o volume ativo do ar é igual à dos elétrons (gerados no volume de ar) para a parede da câmara^[25].

Para feixes de fótons com valor de energia acima de 300 keV, surgem dificuldades experimentais para se obter o equilíbrio eletrônico. Para medidas, por exemplo, em feixes de ^{60}Co (1,25 MeV), a espessura da parede é aumentada por meio de uma capa de equilíbrio eletrônico ("build-up cap"), geralmente feita de polimetil metacrilato (PMMA), com cerca de 4,0 mm de espessura, a fim de impedir que os elétrons criados fora da câmara penetrem no volume ativo da mesma^[25]. Este sistema não é

mais analisado como uma câmara dedal, mas sim como uma simulação de uma câmara cavitária.

2.3.4 Câmara de Placas Paralelas (Tipo Superficial)

A dosimetria da radiação X gerada a valores baixos de potencial (12 a 70 kV) apresenta dificuldades especiais devido à absorção considerável desta radiação mesmo quando se utiliza paredes finas de material equivalente ao ar no detector de radiação.

Geralmente, para estes casos, são utilizadas câmaras de ionização de placas paralelas, também chamadas de superficiais por serem utilizadas em feixes de radiação X de energias baixas para fins de radioterapia superficial, onde se pretende determinar a dose que será ministrada ao paciente.

As próprias paredes das câmaras de placas paralelas constituem os eletrodos, distanciados um do outro de no máximo de 5 mm. Desta forma, a probabilidade dos íons positivos e negativos, formados ao longo das trajetórias dos elétrons secundários, liberados na cavidade de ar existente entre os eletrodos da câmara, sofrerem recombinações antes de atingirem o eletrodo coletor, será muito pequena. Isto garante que todos os íons produzidos dentro do volume sensível da câmara serão coletados, isto é, tem-se a saturação da corrente de ionização, mesmo em taxas de exposição altas.

Estas câmaras são utilizadas tanto como padrões secundários como para medidas rotineiras da exposição produzida por campos de raios X de energias baixas.

As câmaras de ionização de placas paralelas também são recomendadas para a dosimetria de elétrons com energias mais baixas que 10 MeV, devendo ser necessariamente utilizadas nas medidas em feixes de elétrons com energias mais baixas que 5 MeV^[4,10,11]. Quando a distância entre a câmara e a fonte não for pequena, as medidas desta câmara plana se aproximam das de uma câmara de extrapolação.

2.3.5 Câmara de Extrapolação

A câmara de extrapolação, tipo especial de câmara de ionização de placas paralelas, também é baseada na teoria cavitária de Bragg-Gray^[28], e representa o instrumento principal para as medidas que levam à determinação da taxa de dose absorvida devida à radiação X de energias baixas e à radiação beta, sendo ambas pouco penetrantes na matéria.

Com o auxílio de um parafuso micrométrico, pode-se variar com precisão a distância entre os eletrodos, medindo-se a corrente de ionização em função da espessura da camada de ar contida dentro do volume ativo da câmara.

O método de extrapolação possibilita a determinação da dose superficial na pele e em determinadas profundidades do tecido. Além disto, as câmaras de extrapolação são utilizadas para a caracterização de

campos padrões de radiação beta, com o objetivo de calibração de detectores de radiação beta.

A determinação da taxa de dose superficial na janela da câmara é possível medindo-se a corrente de ionização, por unidade de volume, em função do espaçamento entre os eletrodos, e extrapolando-se a curva resultante para o espaçamento nulo.

2.4 Eletrômetros

Numa câmara de ionização exposta a um feixe de radiação, a carga (ou corrente) gerada é extremamente pequena e deve ser medida por instrumentos muito sensíveis; estes instrumentos são conhecidos como eletrômetros^[4].

De uma forma geral, um eletrômetro é um multímetro de corrente contínua (D.C.) sofisticado, que, além de ser utilizado para todas as tarefas realizadas normalmente por um multímetro convencional, permite a medida de tensão, corrente, resistência e carga, com valores cujas ordens de grandeza estejam fora das medidas usuais. Estes valores podem chegar à ordem de 10^{-17} A nos casos de medida de corrente, 10^{15} Ω para as medidas de resistência e 10^{-16} C no caso de medidas de carga^[31,32].

Um único eletrômetro pode ser acoplado a várias câmaras de ionização, dependendo da ordem de grandeza da corrente produzida na câmara e da escala do eletrômetro. Desta forma, um mesmo eletrômetro pode formar vários sistemas de medida quando associado a câmaras de

ionização diferentes, tanto quanto ao tipo (câmaras dedal e de placas paralelas, por exemplo) como quanto ao volume (câmaras de placas paralelas de volumes diferentes, utilizadas para diferentes propósitos - nível de Radioterapia ou Radioproteção, por exemplo).

Normalmente, os sistemas constituídos por câmaras de ionização acopladas aos eletrômetros são denominados Dosímetros. Quando esses dosímetros são utilizados para propósitos de Radioterapia, são denominados Dosímetros Clínicos.

Segundo as recomendações internacionais^[33], nos casos em que o eletrômetro fizer parte do sistema dosimétrico, este deve ser calibrado conjuntamente com a câmara de ionização, ou seja, a câmara deve estar acoplada ao eletrômetro. Excetuando-se estes casos, o eletrômetro e a câmara de ionização podem ser calibrados separadamente^[34,35].

Idealmente, o eletrômetro deve ter um mostrador digital e possuir uma resolução de quatro dígitos ou 0,1%. A mudança na sua resposta devido à fuga ou à estabilidade a longo prazo não deve exceder a $\pm 0,5\%$ ao ano^[4].

Alguns eletrômetros possibilitam a variação da tensão aplicada à câmara de ionização, assim como a reversão da polaridade, para que se possa determinar a eficiência de coleção de íons e o efeito de polaridade da mesma.

Existem basicamente dois tipos de eletrômetros: aqueles em que a câmara de ionização é desconectada do eletrômetro durante a exposição e novamente acoplada para a medida de carga (eletrômetros tipo "string"), e

aqueles em que a câmara de ionização é acoplada ao eletrômetro por meio de cabos, permitindo que o eletrômetro fique fora da sala onde será realizada a irradiação, não havendo a necessidade de se desconectar a câmara do eletrômetro durante a exposição^[26,36]. Dentre estes eletrômetros existem os que operam no modo de integração e outros no modo taxa ou ainda ambos.

2.5 Simuladores

Quando as medidas de distribuição de dose são tomadas em simuladores substituindo o corpo humano, o material do simulador ("phantom") precisa ser equivalente ao tecido com relação à interação com a radiação. Para que dois materiais sejam equivalentes, as cinco propriedades físicas precisam ser idênticas:

- a) Coeficiente de atenuação mássico
- b) Coeficiente de absorção de energia por massa
- c) Poder de freamento de elétrons por massa
- d) Poder de espalhamento angular de massa por elétrons
- e) Densidade de massa

A água é considerada o melhor substituto do tecido mole, daí o fato dela ser utilizada como simulador padrão nas medidas de ionização^[4,10,11,26].

Na prática, é utilizado um cubo de PMMA cheio de água, o que facilita o posicionamento da câmara de ionização, onde a mesma é protegida contra a umidade com uma luva ("suporte de proteção") de PMMA. Por isso, para as medidas num simulador, as câmaras são

normalmente utilizadas sem as capas de equilíbrio eletrônico, pois o próprio material do simulador garante a ocorrência de equilíbrio eletrônico^[28].

2.6 Dosimetria de Feixes de Elétrons

As propriedades dosimétricas de um feixe de elétrons clínicos depende significativamente de sua distribuição espectral. Todavia, embora um feixe de elétrons seja quase monoenergético antes de atingir a janela do acelerador, uma degradação em energia ocorre, durante seu percurso, até a superfície do simulador, devido à sua interação com vários objetos existentes neste caminho, que são: janela de saída, folhas de espalhamento, câmaras monitoras, ar e outros materiais.

2.6.1 Distribuição da Dose Absorvida no Eixo Central do Feixe

Na aplicação clínica de feixes de elétrons na Radioterapia a característica mais atraente é a forma da curva de dose absorvida em função da profundidade. A curva mostra uma região moderadamente uniforme seguida por uma rápida queda na dose absorvida com uma “cauda” produzida pelos raios-X gerados pelo espalhamento nos sistemas de colimação e no meio de irradiação. A dependência da distribuição da profundidade de dose com a energia tem influenciado a aplicação clínica de elétrons. Na radioterapia a faixa de energia mais usual é de 4 a 20 MeV, embora algumas vezes sejam utilizadas energias mais altas como uma alternativa para tratamento de alguns tumores^[1,36].

De acordo com ICRU 35 de 1984^[5], uma curva de profundidade de dose no eixo central de feixes de elétrons, **Figura 2.1**, pode ser caracterizada utilizando vários parâmetros.

D_s é a dose superficial relativa definida a 0,5 mm de profundidade. Esta profundidade é recomendada porque se aproxima das camadas sensíveis da pele.

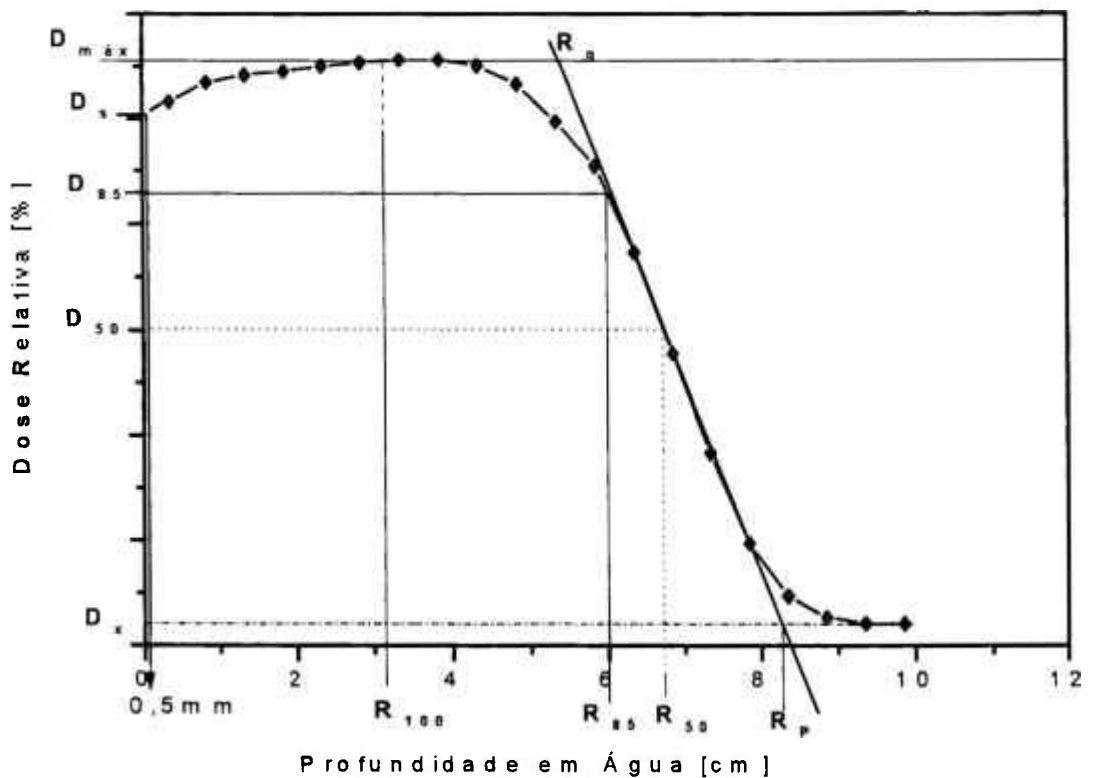


Figura 2.1 : Curva de dose no eixo central de um feixe de elétrons com os parâmetros que caracterizam o feixe

D_x é a dose absorvida relativa atribuída aos raios X gerados pela radiação de espalhamento e da radiação de fundo (“background”).

R_t (R_{85}) é o alcance terapêutico que é uma medida da porção clinicamente útil do perfil da dose absorvida em profundidade. Ele representa a profundidade que deve abranger o volume alvo, coincidindo com a profundidade da isodose de 85%.

R_{100} é a profundidade de dose máxima em água. Esta profundidade depende do tamanho de campo, da distribuição angular e da energia do feixe na superfície.

R_{50} é a profundidade que corresponde à metade da dose máxima.

R_p é o alcance prático definido como a profundidade do ponto onde a tangente do ponto de inflexão da porção descendente da curva intercepta a radiação de fundo (“background”) da radiação de freamento. Esta radiação de fundo corresponde à parte final da curva de dose absorvida em profundidade produzida pela radiação de freamento dos elétrons nos colimadores e no meio irradiado.

O gradiente de dose normalizado $G_o = R_p / (R_p - R_q)$ é uma medida da inclinação da porção descendente da curva de dose profunda e está relacionado, diretamente, à largura do espectro de energia do feixe^[37].

2.6.2 Determinação da Energia de Feixes de Elétrons

As propriedades dosimétricas dos feixes clínicos de elétrons depende significativamente do espectro de energia (ou distribuição de energia) de um feixe de elétrons e este espectro pode ser caracterizado por meio de parâmetros tais como: $E_{máx}$ é a energia máxima do espectro de elétrons, \bar{E} é a energia média do espectro de elétrons, E_o é a energia mais provável e Γ é a largura da distribuição de energia na metade do valor máximo^[2-11,38].

A energia de um feixe de elétrons pode ser determinada pelas técnicas:

1. Espectrometria magnética;
2. Limiar da radiação nuclear;
3. Limiar da radiação de Cerenkov;
4. Medidas de alcance em simulador com câmaras de ionização.

Conforme recomendação dos vários protocolos de dosimetria publicados, o método correntemente utilizado para se determinar a energia de feixes de elétrons em aplicações clínicas baseia-se em medidas de alcance. Os protocolos recomendam^[4,7,10,11] a determinação de $(E_p)_o$, que é a energia mais provável na superfície do simulador.

$$(E_p)_o = C_1 + C_2.R_p + C_3.R_p^2 \quad (2.8)$$

onde R_p é o alcance prático em centímetros, e C_1 , C_2 e C_3 são 0,22 MeV, 1,98 MeV/cm e 0,0025 MeV/cm², respectivamente, para a água.

Brahme e Svensson, em 1976^[37], demonstraram que \bar{E}_o , a energia média na superfície do simulador, está relacionada com R_{50} , que é a profundidade na qual a dose é 50% da dose máxima, pela seguinte relação:

$$\bar{E}_o = C_4 \cdot R_{50} \quad (2.9)$$

onde $C_4 = 2,33 \text{ MeV/cm}$ e R_{50} é dado em cm em água, quando obtido da curva de distribuição de dose numa distância fonte-câmara constante (DFC). Mas quando a distribuição de dose for obtida numa distância fonte-superfície (DFS = 100 cm) constante, a equação (2.9) não é válida, sendo necessária a expressão polinomial de segunda ordem^[11]:

$$\bar{E}_o [\text{MeV}] = 0,818 + 1,935 \cdot R_{50}^J + 0,040 \cdot (R_{50}^J)^2 \quad (2.10)$$

onde R_{50}^J é determinado de uma curva de ionização em profundidade e

$$\bar{E}_o [\text{MeV}] = 0,656 + 2,059 \cdot R_{50}^D + 0,022 \cdot (R_{50}^D)^2 \quad (2.11)$$

para o caso do R_{50}^D ser determinado de uma curva de dose absorvida em profundidade.

Harder (em Khan, 1994)^[36] demonstrou que a energia mais provável e a energia média do espectro reduzem-se linearmente com a profundidade. A seguinte relação expressa este fato:

$$(E_p)_z = (E_p)_o \cdot \left(1 - \frac{z}{R_p}\right) \quad (2.12)$$

e aproximadamente,

$$\bar{E}_z = \bar{E}_0 \left(1 - \frac{z}{R_p} \right) \quad (2.13)$$

onde z é a profundidade, $(E_p)_z$ energia mais provável numa profundidade no simulador. Este método, utilizando a equação (2.13), é recomendado pelos protocolos atuais para a determinação da energia média do feixe de elétrons em profundidade, e será adotado neste trabalho quando a determinação da energia do feixe de elétrons em profundidade se fizer necessária.

2.7 Calibração das Câmaras de Ionização

Em Radioterapia a intensidade de radiação expressa-se em unidades bem definidas de exposição ou de dose absorvida num meio definido.

Mesmo utilizando-se alguns dos melhores detectores, as medidas fornecem apenas resultados que são aproximações da dose absorvida. No caso da radiação eletromagnética, mesmo que um instrumento meça exposição com grande precisão, o fator de conversão para se obter a dose absorvida num órgão pode variar muito com a energia da radiação e a sua direção de incidência. Portanto, um dosímetro clínico não pode ser utilizado sem uma calibração prévia, para que sua resposta indique a exposição ou dose absorvida mais exata possível.

Calibração de um dosímetro significa determinar sua resposta a uma exposição ou taxa de exposição conhecida (ou a uma dose ou taxa de dose absorvida), envolvendo o uso de pelo menos um instrumento padrão ou de referência.

Por meio desta calibração obtém-se um fator de calibração (f_c^e) que irá converter o valor indicado pelo dosímetro (corrigido para as condições de referência) para a exposição ou dose absorvida num ponto de referência da câmara de ionização, pela relação:

$$X = f_c^e \cdot L \quad (2.14)$$

onde: L é a resposta do dosímetro e X é o valor da exposição, no mesmo ponto de medida.

Este fator é dependente da energia da radiação e é determinado por meio da comparação da exposição determinada por um dosímetro padrão (X) com a resposta do dosímetro no mesmo ponto de um feixe de radiação.

No uso de dosímetros, deve-se levar em conta as variáveis que alteram a resposta do mesmo, como a temperatura, a pressão, a umidade relativa do ar e a fuga de corrente no sistema, bem como realizar testes que assegurem o perfeito funcionamento do dosímetro como a reprodutibilidade, a linearidade da resposta e o tempo de estabilização.

As correções da resposta de um dosímetro devido à temperatura e à pressão ambientes são necessárias, porque as câmaras de ionização não são, na maioria, seladas. Desta forma, as variações nas condições ambientais promovem variações na massa de ar do volume sensível da câmara, podendo mudar o valor medido. Tais correções são da forma:

$$L_c = L \cdot F_{T,p} \quad (2.15)$$

onde: L_c - leitura do dosímetro corrigida para a pressão padrão p_0 (101,3 kPa) e para a temperatura padrão T_0 (20°C); L - leitura do dosímetro realizada em um ambiente com temperatura T e pressão p .

A calibração pode ser realizada por meio de dois métodos^[30,33]: no primeiro, a câmara de ionização a ser calibrada e a câmara de referência são irradiadas simultaneamente, posicionadas ponta-a-ponta com os eixos longitudinais coincidentes. Este método é chamado de *ponta-a-ponta*, e é essencial que as câmaras sejam similares em construção, para que a radiação espalhada que as atinja seja aproximadamente a mesma. Outro método utilizado é o método de *substituição*, onde a câmara de referência é irradiada primeiro e suas leituras são registradas; em seguida a câmara a ser calibrada é colocada exatamente na mesma condição geométrica da câmara de referência e é irradiada. O fator de calibração é determinado por meio da comparação das medidas obtidas com os instrumentos a serem calibrados e aquelas obtidas com sistemas de referência ou padrões, pertencentes ao Laboratório de Calibração.

O método de calibração mais aplicado nos Laboratórios Padrões é o de *substituição*, motivo pelo qual foi utilizado neste trabalho.

Em dosímetros constituídos por câmaras de ionização é necessário que algumas correções sejam aplicadas à ionização medida^[39]. Isto acontece por duas razões: (i) para que a câmara de ionização apresente uma sensibilidade conveniente, seu tamanho pode ser tal que ocorra uma variação da dose absorvida ao longo da mesma, por causa da atenuação do feixe e (ii) a fluência de elétrons no volume de ar poderá ser diferente daquela do meio, por causa das diferenças entre a composição e a densidade dos meios^[40].

O efeito de atenuação do feixe pode ser corrigido aplicando-se um fator de correção do gradiente de dose^[41]. Uma outra maneira de corrigir o efeito de atenuação consiste na troca do centro geométrico da câmara como ponto de referência de medida para um ponto efetivo de medida deslocado deste centro, P_{ef} ^[42]. De acordo com cálculos teóricos^[27], o ponto efetivo de medida estaria deslocado de 0,85 do raio r da câmara na direção do foco de radiação. Entretanto, uma outra discussão apresentada sugere o valor de $0,6.r$ como o mais adequado para dosimetria de elétrons^[4,10,11,38]. Este tipo de correção não se aplica para câmaras de ionização de placas paralelas, pois para estas o seu ponto efetivo de medida é definido na superfície interna da janela de entrada^[11,43].

A perturbação da fluência dos elétrons ocorre porque são diferentes o número de elétrons e o comprimento de traços de elétrons na cavidade de ar de uma câmara de ionização e no mesmo volume de material do meio. Estas diferenças são devidas a dois efeitos. O primeiro efeito é causado pelo fato que o número de elétrons espalhados do meio para dentro da cavidade é maior que o número de elétrons espalhados pelo ar para fora da cavidade. Dessa maneira, a dose no gás é maior do que seria produzida pela fluência não perturbada no material do meio. O segundo efeito origina-se do fato de que o comprimento de traço dos elétrons que atravessam a cavidade é menor que em um mesmo volume do meio, pois no gás os elétrons sofrem menos espalhamento e seus traços apresentam trajetória mais retilínea^[27]. Estes dois efeitos dependem da geometria e das dimensões da câmara de ionização, e, praticamente, não ocorrem em câmaras de ionização de placas paralelas.

Assim, a dose absorvida D_m em um ponto de interesse em um meio, a partir da dose absorvida D_{cav} em uma cavidade de ar, pode ser dada pela relação de Bragg-Gray^[2,44], corrigida da seguinte forma:

$$D_m = D_{cav} \cdot \bar{S}_{m,cav} \cdot P_{repl} \quad (2.16)$$

e

$$D_{cav} = \frac{Q}{m_{cav}} \cdot \bar{W} \quad (2.17)$$

onde $\bar{S}_{m,cav}$ é a razão entre os poderes de freamento de massa médio nos dois meios, P_{repl} corrige o efeito de gradiente da dose absorvida e para a perturbação de fluência de elétrons, Q é a carga de um único sinal produzida pela ionização em uma pequena massa da cavidade m_{cav} , e \bar{W} é a energia média necessária para produzir um par de íons no ar da cavidade.

O formalismo para a dosimetria de feixes de elétrons com câmara de ionização preenchida com ar, adotado pela maioria dos protocolos de dosimetria^[2-11,38], compreende um procedimento de duas etapas: (i) a determinação do fator de calibração de dose absorvida para o ar, a partir da calibração da câmara em um laboratório padrão e (ii) a aplicação da relação de Bragg-Gray modificada por Spencer-Attix para a determinação da dose absorvida para a água no feixe do usuário.

As calibrações de dosímetros clínicos devem ser realizadas utilizando-se sistemas de teleterapia de ^{60}Co ou de ^{137}Cs . A atividade da fonte deverá ser alta o suficiente para produzir uma taxa de exposição em torno de $2,58 \times 10^{-3} \text{ C.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ (aproximadamente 10 R.min^{-1}) a 1 metro de distância, embora a calibração não tenha que ser efetuada necessariamente

a esta distância. A fonte deve ter uma blindagem adequada e colimadores que permitam a variação do tamanho do campo de irradiação.

A calibração das câmaras de dosímetros clínicos deve ser feita a cada dois anos, segundo as recomendações nacionais^[45], mas caso sofram algum tipo de manutenção ou dano, as câmaras devem ser recalibradas, pois podem ter sua resposta totalmente alterada, de modo que o seu fator de calibração anterior não seja mais apropriado. A calibração também pode ser solicitada pelo usuário, quando este achar necessário.

2.7.1 Determinação do Fator de Calibração em Termos de Exposição no Ar, N_x

Em um laboratório padrão, a medida absoluta da carga por unidade de massa, produzida em uma câmara de ionização de referência, determina a exposição no feixe de radiação. Na maioria dos laboratórios padrões, utiliza-se um feixe de radiação gama de ^{60}Co e a relação do item 2.1.1 determina a exposição (X) para a câmara de referência^[2-11,38].

O fator de calibração da câmara de ionização do usuário, N_x , no feixe de calibração é determinado por:

$$N_x = \frac{X}{M} \quad (2.18)$$

onde M é a leitura do eletrômetro do dosímetro, corrigida para as condições ambientais. De acordo com o protocolo de dosimetria adotado, o fator de calibração da câmara a ser utilizado pode ser em kerma no ar, N_k . A relação entre N_x e N_k é dada por:

$$N_x = \frac{N_k \cdot (1 - g)}{\left(\frac{W}{e}\right)} \quad (2.19)$$

onde $\left(\frac{W}{e}\right)$ é o quociente da energia média necessária para produzir um par de íons no ar pela carga eletrônica, e g é a fração de energia das partículas carregadas transformada em radiação de freamento no ar. Alguns laboratórios padrões fornecem o fator de calibração da câmara em termos de kerma no ar.

2.7.2 Determinação do Fator de Calibração em Termos de Dose Absorvida no Ar, $N_{D,ar}$

O fator de calibração em termos de dose absorvida em uma câmara de ionização preenchida com ar, N_D , que equivale ao $N_{gás}$ no protocolo americano^[2], é derivado diretamente do fator de calibração da câmara, N_k ou N_x , determinado pelo laboratório padrão, conforme a seguinte expressão^[4,10,11]:

$$N_D = N_k \cdot (1 - g) \cdot k_{att} \cdot k_{cel} \cdot k_m \quad (2.20)$$

onde k_{att} é um fator teórico que considera a absorção e o espalhamento dos fótons primários na parede da câmara e na capa de equilíbrio eletrônico, k_{cel} é uma correção para a falta de equivalência do material do eletrodo coletor de uma câmara cilíndrica ao ar, e k_m leva em conta a falta de equivalência ao ar dos materiais da parede da câmara e da capa de equilíbrio eletrônico no feixe de calibração do ^{60}Co , dado por:

$$k_m = S_{ar,m} \cdot (\mu_{en}/\rho)_{m,ar} \quad (2.21)$$

A expressão (2.21) é usada nos casos onde os materiais da parede e da capa de equilíbrio eletrônico são os mesmos (m). Caso os materiais da parede e da capa de equilíbrio eletrônico sejam diferentes, k_m é calculado por:

$$k_m = \alpha \cdot S_{ar,parede} \cdot (\mu_{en}/\rho)_{parede,ar} + (1 - \alpha) \cdot S_{ar,capa} \cdot (\mu_{en}/\rho)_{capa,ar} \quad (2.22)$$

onde α é a fração de ionização dentro da câmara devido aos elétrons originados na parede da câmara, $(1 - \alpha)$ é a fração da ionização dentro da câmara originada na capa de equilíbrio eletrônico, $(\mu_{en}/\rho)_{parede,ar}$ é a razão entre os coeficientes de absorção de energia do material da parede e do ar, $(\mu_{en}/\rho)_{capa,ar}$ é a razão entre os coeficientes de absorção de energia do material da capa de equilíbrio eletrônico e do ar, $S_{ar,parede}$ é a razão entre os poderes de freamento médio restrito do ar e do material da parede da câmara (a média é tomada sobre o espectro de energia total dos elétrons no ponto de medida, de acordo com a teoria de Spencer e Attix), e $S_{ar,capa}$ tem o mesmo significado de $S_{ar,parede}$, mas considera o material da capa de equilíbrio eletrônico.

A determinação de N_D para as câmaras de ionização de placas paralelas não é padronizada e são recomendados diferentes procedimentos pelos protocolos de dosimetria. Os protocolos AAPM^[2,38], SEFM^[8,9] e IAEA^[4,10,11] seguem a abordagem proposta do NACP^[6,7]. Neste caso, o fator N_D da câmara de ionização de placas paralelas é obtido a partir da comparação do valor da dose absorvida determinado em um feixe de elétrons de energia alta com uma câmara de referência cilíndrica, que possui um valor de N_D conhecido. Uma intercomparação similar em um

simulador em um feixe de radiação gama do ^{60}Co também permite o cálculo de N_D para este tipo de câmara, desde que se considere a correção apropriada para a diferença entre a composição da câmara e o material do simulador^[3,46,47].

O fator N_D para uma câmara de placas paralelas é derivado de N_k empregando a *equação* (2.20) sem o fator de correção k_{cel} . O fator N_k para a câmara é determinado em um feixe de ^{60}Co no ar com uma cobertura adicional de $0,5 \text{ g/cm}^2$ de PMMA como material de equilíbrio eletrônico.

Segundo alguns autores^[15,18], as variações entre câmaras de mesmo modelo podem ser significantes e afetar a confiabilidade dos valores de N_D derivados de calibração em ^{60}Co no ar aplicando a *equação* (2.20).

2.7.3 Determinação da Dose Absorvida

Na dosimetria clínica, a água é o material padrão de referência e de uso para a determinação da dose absorvida por sua constância em composição, homogeneidade e facilidade de obtenção. Entretanto, a maioria dos protocolos permite que simuladores sólidos de material plástico sejam utilizados na calibração do feixe de elétrons. Os simuladores sólidos apresentam uma facilidade maior de manuseio e excelente reprodutibilidade geométrica, sendo recomendados, principalmente, para dosimetria de feixes de elétrons com energias menores que 10 MeV, onde o alcance dos elétrons é pequeno e o emprego conjunto da câmara de ionização de placas paralelas e do simulador sólido é recomendado.

Pela equação de Bragg-Gray^[4,10], a dose absorvida em água (D_w) num ponto de interesse (i.e., num ponto efetivo de medida da câmara, P_{ef}), e numa profundidade de referência para cada energia, é dada por:

$$D_w(P_{ef}) = M.N_{D,ar}.(S_{\acute{a}gua,ar}).P_u.P_{cel} \quad (2.23)$$

onde M é a leitura do eletrômetro para o dosímetro, corrigida para as condições ambientais; $N_{D,ar}$ é o fator de calibração da câmara de ionização em termos de dose absorvida no ar; $S_{\acute{a}gua,ar}$ é a razão entre os poderes de freamento da água para o ar; P_u é o fator de perturbação da câmara de ionização; e P_{cel} é o fator que leva em conta a “não equivalência de ar” do material no eletrodo central de uma câmara.

Quando as medidas forem realizadas num simulador sólido (plástico), a leitura do eletrômetro $M_{plástico}$ tem que ser convertida num valor correspondente às leituras dentro de um simulador de água por meio da expressão:

$$M_{\acute{a}gua} = M_{plástico} \cdot h_m \quad (2.24)$$

onde h_m é o fator que corrige a fluência dos elétrons, devido à troca do material do simulador pela parede da câmara e pela cavidade, dado no protocolo TRS 381^[11].

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Para as medidas com feixes de radiação gama do ^{60}Co , foi utilizado o sistema de radiação do Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN. As medidas com feixes de elétrons de energias altas (acelerador) foram realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein (HIAE).

Para os dados obtidos em feixes de radiação gama do ^{60}Co , foram utilizadas oito câmaras de ionização, sendo quatro de placas paralelas (tipo superficial) e quatro cilíndricas (tipo dedal).

Nas medidas realizadas no HIAE, destas oito câmaras somente sete câmaras foram testadas, sendo quatro de placas paralelas e três cilíndricas. Todas estas câmaras foram acopladas aos seus respectivos eletrômetros.

A oitava câmara de ionização refere-se à câmara cilíndrica de referência do Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN utilizada nas calibrações.

3.1. Sistemas de Irradiação

3.1.1. Sistema de Radiação Gama de ^{60}Co

Para a irradiação gama foi empregado um irradiador com uma fonte de ^{60}Co , Philips, Holanda, modelo XR2000, do Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN. Esse equipamento apresenta uma geometria isocêntrica em torno de um ponto a 100 cm da fonte. O diâmetro desta fonte é de 3,0 cm, com uma atividade nominal de 22,61 TBq (abril / 1999).

Este irradiador foi utilizado para a calibração dos dosímetros, numa intercomparação das câmaras de ionização.

Foram utilizados um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e uma distância fonte-câmara (DFC) de 100 cm, escolhidos de maneira a reproduzir as condições de calibração do sistema de medida de um sistema padrão no laboratório primário. Nessas condições garante-se uma uniformidade de campo maior que 95% e uma taxa de exposição no local da medida de $2,50 \text{ mC} \cdot \text{kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ (abril/1999) a um metro de distância.

As condições ambientais da sala de calibração foram controladas por meio de um sistema de ar condicionado Consul, modelo 4500 (18000 BTU) e um desumidificador de ar Fargon, modelo Deumidair. As medidas das condições ambientais de referência para correção das leituras foram obtidas com auxílio de:

- Termômetro, modelo Mercúrio (0-40; 0,2 °C), Brasil;

- Barômetro Negretti & Zambra (Croydon), tipo Precision Aneroid Barometer MK2, Inglaterra, modelo M2236 (série A364), com intervalo de medida variando entre 90,00 e 105,00 kPa e com precisão de 0,05 kPa;
- Higrômetro Präzisions-Faden (CNEN - 2046), Alemanha, com precisão de 1% de umidade relativa do ar.

3.1.2. Sistema de Radiação de Elétrons

Para a irradiação com elétrons foi empregado um acelerador linear, fabricado pela Varian Associates, EUA, modelo Clinac 2100C (série 232), pertencente ao Hospital Israelita Albert Einstein (HIAE), São Paulo. Este equipamento apresenta as seguintes características: produz dois feixes de fótons com energias nominais de 6 e 18 MeV e cinco feixes de elétrons com energias nominais de 4, 6, 9, 12 e 16 MeV. Seu cabeçote é capaz de girar 360° em torno de um isocentro localizado a 100 cm do alvo. Para os feixes de elétrons existem cinco tamanhos de cones definidores de campo: 6x6, 10x10, 15x15, 20x20 e 25x25 cm².

A estabilidade da energia dos feixes é garantida por um campo magnético que direciona o feixe em 270° e permite uma definição de abertura de energia dentro de $\pm 3\%$. Todo controle do equipamento é feito por um computador tipo PC. A **Figura 3.1** apresenta as curvas típicas de dose em profundidade dos feixes utilizados. Na **Tabela 3.1** são apresentados os parâmetros característicos de cada feixe, conforme definidos no *item 2.6.1*.

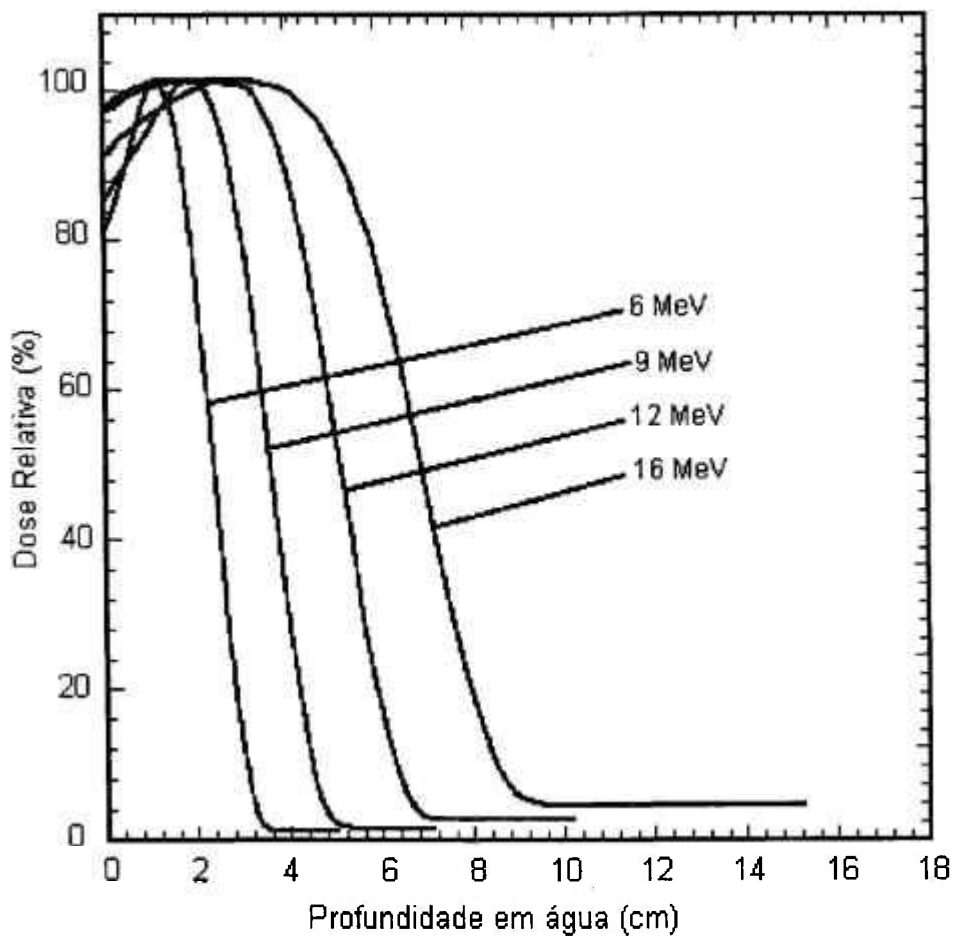


Figura 3.1: Curvas típicas de dose em profundidade em água dos feixes de elétrons do acelerador linear Clinac 2100C, medidas com o sistema Multidata™ por Souza^[39].

Tabela 3.1 - Parâmetros dos feixes de elétrons do acelerador linear Clinac 2100C do Hospital Israelita Albert Einstein utilizados neste trabalho. Parâmetros definidos no item 2.6.1

Energia Nominal (MeV)	R ₅₀ (cm)	R _p (cm)	R ₁₀₀ (cm)	(E _p) ₀ ¹ (MeV)	E ₀ ² (MeV)	E _z		E _z / E ₀	
						(MeV)	(MeV)		
4	1,45	1,85	0,80	3,89	3,71	2,10	1,82	0,568	0,491
6	2,44	3,07	1,25	6,32	5,78	3,90	3,54	0,674	0,612
9	3,62	4,45	2,00	9,08	8,35	6,47	6,21	0,775	0,744
12	5,08	6,13	2,75	12,45	11,68	7,87	7,08	0,674	0,606
16	6,81	8,24	1,82	16,70	15,85	12,00	11,19	0,757	0,706
						TRS 277 ³	TRS 381 ⁴	TRS 277	TRS 381

¹ Pela Equação 2.8, ref.[4,10]

² Pela Equação 2.10, ref.[11]

³ Pela Equação 2.13, ref.[4,10]

⁴ Pela ref.[11]: $Z_{ref} / R_{p,w} = 2,0 / 8,24 = 0,243 \Rightarrow E_z / E_0 = 0,706 \Rightarrow E_z = E_0 \cdot (E_z / E_0)$

Obs.: Os parâmetros E_z e E_z/E₀ foram determinados com a utilização dos protocolos da IAEA: TRS 277⁽⁴⁾ e TRS 381⁽¹¹⁾

Para as medidas de análise e avaliação foram utilizados os cones definidores de campo: 10x10 e 15x15 cm² e uma distância fonte-superfície (DFS) igual a 100 cm, escolhidos de maneira a reproduzir as condições de calibração do sistema de medida de um sistema padrão no laboratório primário e no caso dos usuários (hospitais, clínicas e outros).

As condições ambientais da sala de radioterapia, onde foram realizados os procedimentos de dosimetria, foram controladas por meio de um sistema de ar condicionado. As medidas das condições ambientais de referência para correção das leituras foram obtidas com o auxílio de:

- Termômetro digital Beckman (Doric Scientific), EUA, modelo BI450TH (série 9070685);
- Barômetro portátil Domatic, Alemanha, com um fator de correção para as leituras em relação ao barômetro Negretti & Zambra, pertencente ao Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN.
- Higrômetro Präzisions-Faden (CNEN - 2046), Alemanha, com precisão de 1% de umidade relativa do ar.

3.2. Sistemas de Medidas

3.2.1 Sistemas de Medidas utilizados no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN

Os sistemas de medidas utilizados no presente trabalho têm as câmaras de ionização identificadas como *câmaras A, B, C, D, E₁, E₂, E₃* e

E_4 conforme apresentados na **Tabela 3.2**. Quando acoplados aos eletrômetros, são denominados de **Sistemas A, B, C, D, E₁, E₂, E₃ e E₄**.

Algumas das câmaras de ionização utilizadas neste trabalho são apresentadas na **Figura 3.2**.

As **câmaras A, B e C** foram acopladas ao eletrômetro Keithley, EUA, modelo 35614 EBS (série 67371) e utilizadas nos testes de repetibilidade e estabilidade.

Nas calibrações, as **câmaras A, B, C, D e E₁** foram acoplados ao eletrômetro PTW, Alemanha, modelo 10002 (série 20090). As **câmaras E₂, E₃ e E₄** foram acopladas ao eletrômetro Keithley, EUA, modelo 35614 EBS (série 42207).

Os simuladores utilizados na calibração e na determinação de dose absorvida com as câmaras de ionização de placas paralelas, conforme recomendação do TRS 381^[11], foram:

- a) Simulador de água da IAEA com dimensões 30x30x30 cm³; o material das paredes do simulador e dos suportes para as câmaras de ionização é de acrílico (PMMA);
- b) Simulador sólido projetado e confeccionado no IPEN com dimensões 30x30x20 cm³; o material das placas e das placas-suportes das câmaras de ionização é de PMMA.

Tabela 3.2 - Características físicas e códigos das câmaras de ionização utilizadas neste trabalho. O sistema D é o instrumento de referência de trabalho do Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN, os sistemas B e E₁ são câmaras participantes do IPEN e E₂, E₃ e E₄ são câmaras participantes do HIAE.

CARACTERÍSTICAS		CÂMARAS DE IONIZAÇÃO							
Câmara		A	B	C	D	E ₁	E ₂	E ₃	E ₄
Fabricante		NE	PTW	PTW	NE	IPEN	PTW	PTW	Victoreen
Tipo		Dedal Farmer	Dedal	Placas Paralelas Markus	Dedal Farmer	Placas Paralelas	Dedal	Placas Paralelas Markus	Placas Paralelas Holt
Modelo		2505/3	31.002	23.343	2505/3	---	23.333	23.343	NA 30-404
Série		2019	389	2395	2080	---	1408	1369	---
Volume Nominal	[cm ³]	0,6	0,125	0,055	0,6	0,056	0,6	0,055	1,0
Parede	Material	Grafite	PMMA	PMMA	Grafite	PMMA	PMMA	PMMA	Poliestireno grafitado
	Espessura [g/cm ²]	0,065	0,079	---	0,065	---	0,053	---	---
Raio da Cavidade	[mm]	3,2	2,75	---	3,2	---	3,05	---	---
Capa de Equilíbrio Eletrônico ⁽¹⁾	Material ⁽²⁾	PMMA	PMMA	PMMA	PMMA	PMMA	PMMA	PMMA	Incorporado à câmara
	Espessura [g/cm ²]	0,551	0,357	0,500	0,551	0,500	0,551	0,500	---
Eletrodo	Diâmetro [mm]	---	---	5,3	---	6,0	---	5,3	25
	Material	Alumínio	Alumínio	Poliestireno grafitado	Alumínio	PMMA com Cobertura de grafite	Alumínio	Poliestireno grafitado	Poliestireno grafitado
	Espaçamento [mm]	---	---	2	---	2	---	2	2
Janela	Material	---	---	Folha de Polietileno-grafite	---	Mylar Aluminizado	---	Folha de Polietileno-grafite	sem informação
	Espessura	---	---	102 mg/cm ² 0,9 mm (incl.capa)	---	0,2 mg/cm ²	---	102 mg/cm ² 0,9 mm (incl.capa)	416 mg/cm ² 4 mm
Largura do anel de guarda [mm]	Material do simulador ("phantom")	---	---	0,2	---	0,7	---	0,2	5
		Água	Água	Água e/ou PMMA	Água	PMMA	Água	Água e/ou PMMA	Poliestireno

(1) - A capa de equilíbrio eletrônico de 0,874 mm de PMMA é correspondente a 1mm de água (0,1g/cm² de água)

(2) - PMMA: Polimetil-metacrilato, conhecido comercialmente como: Lucite, Perplex, Acrílico

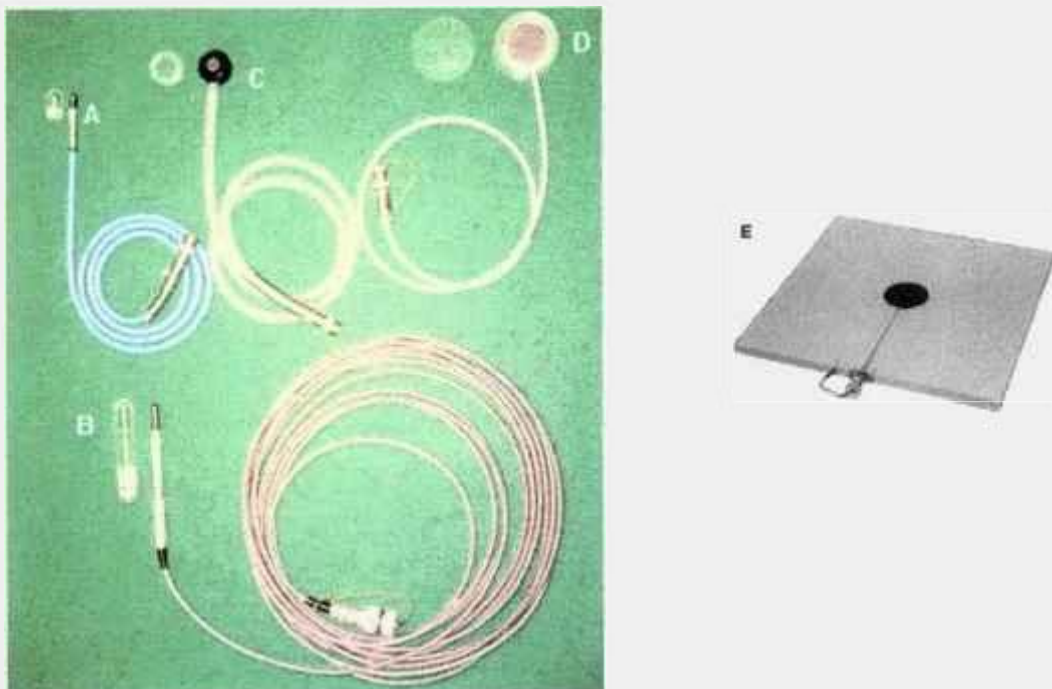


Figura 3.2 - Câmaras de ionização utilizadas neste trabalho:

- A- Câmara de ionização cilíndrica (PTW, volume de $0,125 \text{ cm}^3$)
- B- Câmara de ionização cilíndrica (NE, volume de $0,6 \text{ cm}^3$)
- C- Câmara de ionização de placas paralelas (Tipo Markus, PTW, volume de $0,055 \text{ cm}^3$)
- D- Câmara de ionização de placas paralelas (IPEN, volume de $0,056 \text{ cm}^3$)
- E- Câmara de ionização de placas paralelas (Tipo Holt, Victoreen, volume de $1,0 \text{ cm}^3$)

3.2.2 Sistemas de Medidas utilizados no Hospital Israelita Albert Einstein (HIAE)

Nas calibrações e na determinação de dose absorvida, as *câmaras A, B, C e E₁* foram acopladas ao eletrômetro Keithley, EUA, modelo 35614 EBS (série 67371). As *câmaras E₂, E₃ e E₄* foram acoplados ao eletrômetro Keithley, EUA, modelo 35614 EBS (série 42207).

Os simuladores utilizados na calibração e na determinação de dose absorvida das câmaras de ionização de placas paralelas, conforme recomendação do TRS 381^[11], foram:

- a) Simulador de água da IAEA com dimensões 30x30x30 cm³; o material das paredes do simulador e dos suportes para as câmaras de ionização é de PMMA;
- b) Simulador sólido projetado e confeccionado no IPEN com dimensões 30x30x20 cm³; o material das placas do simulador e das placas-suportes das câmaras de ionização é de PMMA (exceto a câmara Holt do sistema E₄, que é de poliestireno);
- c) Simulador de água da PTW com dimensões 40x40x40 cm³; o material das paredes do simulador e dos suportes para as câmaras de ionização é de PMMA.

O posicionamento das câmaras durante a calibração, no IPEN e no HIAE, foi obtido com o auxílio de um sistema de raios laser, que está alinhado com o centro geométrico do sistema de colimação. As câmaras foram posicionadas paralelas à direção do feixe, por meio de uma haste de acrílico, juntamente com suportes de acrílico, dependendo da análise e do método de calibração a ser realizada.

3.2.3. Confeção de Acessórios

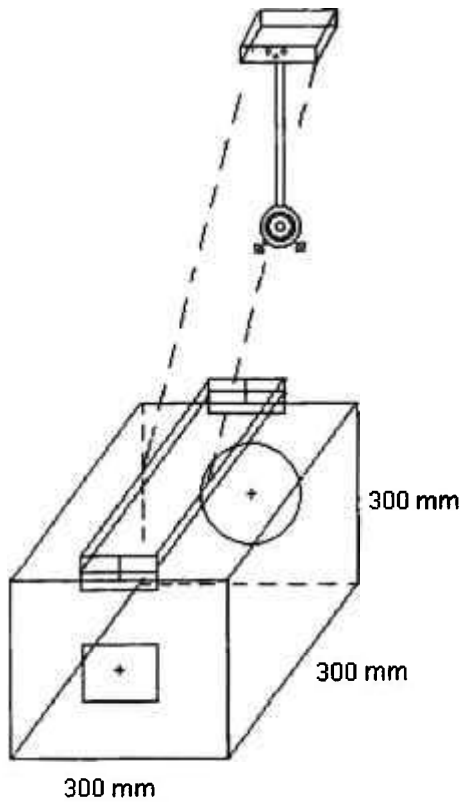
Para a implantação de um método de calibração de câmaras de placas paralelas utilizadas em dosimetria de feixes terapêuticos de elétrons são necessários um *simulador de água* e um *outro de placas sólidas* com um material semelhante ao da câmara de placas paralelas em uso.

Para a calibração de uma câmara de ionização é necessário que ela seja mergulhada no *simulador de água*. Para tanto, necessita-se de um *suporte* para apoiar a câmara, sem que a sua posição varie.

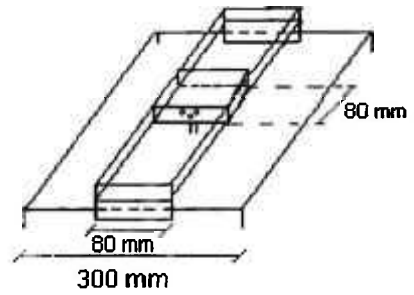
Existem ainda as câmaras que não são impermeáveis. Neste caso torna-se necessário utilizar um *simulador de placas* com material semelhante ao da câmara. Com isso foi necessário projetar e confeccionar suportes e placas de PMMA. Na *Figura 3.3* estão apresentados estes acessórios.

3.2.4 Caracterização das Placas de PMMA que compõem o Simulador Sólido

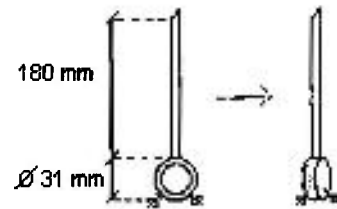
O *simulador de placas (sólido)* deve ser de material semelhante ao material da câmara a ser analisada. Neste trabalho, com exceção da câmara Holt do sistema E₄, todas as câmaras possuem o material PMMA. As placas foram confeccionadas na Oficina Mecânica do IPEN. As placas têm $(10,0 \pm 0,4)$ mm de espessura, mostrando que são adequadas às medidas.



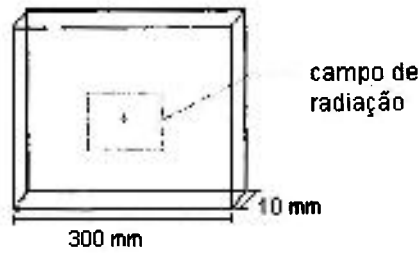
Simulador de água



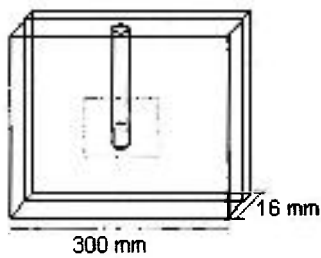
Suporte com escala para variação da profundidade no simulador em feixes de ^{60}Co



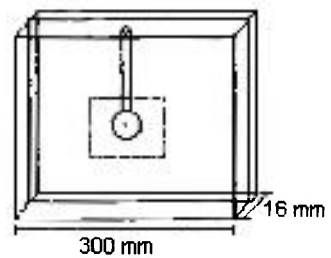
Suporte da câmara de placas paralelas para o simulador de água e para o ar



Uma das placas que compõem o simulador sólido



Placa suporte da câmara cilíndrica para um simulador sólido



Placa suporte da câmara de placas paralelas para um simulador sólido

Figura 3.3 - Suportes projetados e confeccionados no IPEN para posicionar as câmaras de ionização no interior do simulador e no ar.

As placas foram medidas quanto a sua massa, utilizando-se uma balança de precisão ($d = 0,1g$), Mettler, Suíça, modelo P2010N (série 574937), calibrada em junho/1998, e quanto a sua espessura, com um micrômetro digital (precisão de $0,001\text{ mm}$), Mitutoyo, Japão, modelo 4743902 (série 293.721.30). Foi possível medir-se todas as placas no centro, num campo de $10 \times 10\text{ cm}^2$, que é recomendado pelo Protocolo TRS 381^[11], para feixes terapêuticos. Foram utilizadas as placas de maior aproximação do valor de $10,0\text{ mm}$ de espessura.

A análise das placas é de grande importância, uma vez que para medidas num *simulador de placas* é necessário considerar que $1,0\text{ mm}$ de água de espessura é equivalente a $0,87\text{ mm}$ de espessura de PMMA^[5,48].

3.3. Fontes Radioativas de Controle

Os testes de repetibilidade e de estabilidade a longo prazo, para a verificação do desempenho da resposta das câmaras em medidas consecutivas e ao longo do tempo, respectivamente, e o teste de fuga de corrente foram realizados periodicamente com todas as câmaras de ionização que pertencem ao IPEN, de interesse neste trabalho, utilizando-se fontes radioativas de controle de ^{90}Sr ^[25,49].

As fontes radioativas de controle foram:

1. Fonte de ^{90}Sr , PTW, Alemanha, com atividade nominal de 33 MBq (1994), modelo 8921 (série 1294), utilizada com as câmaras de placas paralelas (PTW e IPEN) e a cilíndrica (PTW, volume $0,125\text{ cm}^3$), dos **sistemas B, C e E₁**. A adaptação das câmaras para permitir o

posicionamento reproduzível da fonte foi feita por meio de um suporte especialmente projetado e confeccionado no IPEN para esta finalidade (*Figura 3.4*);

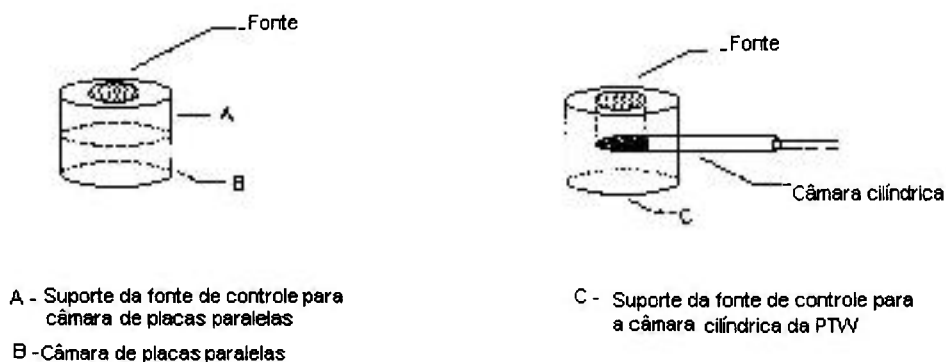


Figura 3.4 - Suportes projetados e confeccionados no IPEN para adaptação das câmaras de ionização e fontes de controle

2. Fonte de ^{90}Sr , NE, Inglaterra, com atividade nominal de $3,7 \times 10^2$ MBq (1976), modelo 2.503/3 (série 1326), utilizada com a câmara cilíndrica (NE, volume $0,6 \text{ cm}^3$), do *sistema A*. A blindagem desta fonte possui um orifício para se inserir um termômetro.

Estas fontes radioativas pertencem ao Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN, que são utilizadas no controle de qualidade das câmaras de ionização deste laboratório.

A *Figura 3.5* mostra uma montagem do sistema de medidas utilizado nos testes de repetibilidade e estabilidade neste trabalho. Pode-se observar o barômetro à esquerda, em seguida o suporte da fonte de controle e o eletrômetro; à frente dele está uma câmara de ionização de placas paralelas acoplada ao suporte e à fonte de controle, e o termômetro digital está à direita.



Figura 3.5 - Montagem do sistema de medidas utilizado nos testes de repetibilidade e estabilidade das câmaras de ionização.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1. Importância da Padronização dos Métodos de Calibração

A aplicação terapêutica da radiação requer que a dose dentro do volume do tumor não apresente uma variação maior que $\pm 5\%$ [IAEA, 1996 e ICRU, 1976]^[10,50]. Uma variação que exceda este valor pode comprometer o tratamento seja por recidiva da doença por falta da dose necessária, seja por comprometimento de tecidos sãos, vizinhos ao tumor, por excesso de dose. As câmaras de ionização, sendo os dosímetros recomendados para a calibração dos feixes de radiação de uso clínico, precisam apresentar um desempenho condizente com esta exigência.

Os laboratórios padrões internacionais têm-se preocupado, já há alguns anos, em padronizar métodos de calibração para determinação de fatores de calibração dos instrumentos, com atenção especial aos dosímetros clínicos, para serem utilizados em todos os centros de terapia e laboratórios padrões nacionais e internacionais, que possibilitem a realização de intercomparações, visando à obtenção de resultados mais exatos e precisos^[10].

No caso da calibração dos dosímetros clínicos, os fatores de calibração dados em termos de kerma no ar, ou de exposição, devem ser convertidos para termos de dose absorvida no ar ou na água, considerando-se, ainda, alguns fatores de correção, dependendo do tipo

de dosímetro a ser calibrado.

Num procedimento de calibração de dosímetros clínicos utilizados em Radioterapia, segundo as recomendações da IAEA, antes da calibração de instrumentos, há a necessidade de se verificar se os sistemas de calibração e os sistemas de medidas estão em boas condições de funcionamento, e se os resultados das medidas estão dentro dos limites de variação recomendados. Esta verificação é feita por meio da realização de testes preliminares, para os dois casos.

Nos sistemas de calibração, os testes realizados referem-se, basicamente, à disposição dos sistemas e de seus acessórios, ao alinhamento dos mesmos, às dimensões do campo de radiação produzido, à uniformidade deste campo de radiação, e à verificação da Lei do Inverso do Quadrado da Distância, que auxilia na determinação da melhor distância para o posicionamento do instrumento a ser calibrado, considerando aquela recomendada.

Nos sistemas de medida devem ser realizados testes de estabilidade a curto e a longo prazos, e testes de corrente de fuga, basicamente, sendo que os resultados obtidos devem obedecer aos limites de variação estabelecidos, de acordo com o propósito para o qual o sistema de medida é utilizado.

4.2. Testes de Controle dos Dosímetros Clínicos

Para a avaliação dos dosímetros clínicos, vários testes de qualificação técnica, recomendados pelo ICRU (1973)^[51], foram feitos para

assegurar o bom desempenho dos dosímetros. Estes testes, chamados aqui de testes de controle, são aplicados após a construção dos instrumentos^[52], antes de sua calibração no Laboratório de Calibração de Instrumentos e, rotineiramente, nas instituições onde os instrumentos são utilizados. Os testes de controle realizados foram: teste de corrente de fuga, de repetibilidade e de estabilidade a longo prazo. Todos estes testes foram realizados com o auxílio das fontes radioativas de controle padrões citadas no *item 3.3*.

A comparação dos resultados destes testes, obtidos em épocas diferentes, serve como indicador de possíveis alterações na sensibilidade ou nos fatores de calibração desses instrumentos.

4.2.1. Testes Preliminares dos Dosímetros Clínicos

Estes testes incluem os testes de estabilidade e de fuga de corrente das câmaras de ionização.

Nestes testes, a câmara de ionização acoplada ao eletrômetro é exposta a uma fonte de radiação de controle padrão de forma reprodutível, como mostra a *Figura 3.5*.

O teste de estabilidade a curto prazo (repetibilidade) do dosímetro é realizado por meio de uma série de medidas, que consistem na determinação do intervalo de tempo necessário para a obtenção de um valor de referência no eletrômetro. De acordo com as recomendações internacionais (IEC, 1982)^[52], o desvio padrão percentual de 10 medidas

consecutivas, que correspondam a uma medida (tomando-se o valor médio), não deve exceder a 0,5%.

No teste de repetibilidade das câmaras analisadas, *sistemas A, B e C*, os valores apresentados foram satisfatórios dentro de 0,5%, limite recomendado pelas normas internacionais.

Realizando-se os testes de repetibilidade periodicamente, ao longo do tempo, sempre sob as mesmas condições geométricas, obtém-se o que se chama de teste de estabilidade a longo prazo (reprodutibilidade). Esta estabilidade pode ser verificada por meio de um gráfico cronológico^[53], onde se registra a variação das medidas obtidas mensalmente, comparadas com a medida de referência (L_0), que é a média das 10 primeiras medidas realizadas com o sistema. Desta forma, pode-se verificar a tendência das medidas obtidas com o sistema, dentro dos intervalos máximos permissíveis de variação, estabelecida pelas normas internacionais específicas.

Inicialmente o sistema de medida deve ser ligado 30 minutos antes do início das medidas para que o mesmo se estabilize^[33,52].

Todas as medidas obtidas, além da correção para as condições ambientais de temperatura e pressão, foram ainda corrigidas considerando-se o decaimento radioativo da fonte de controle¹.

¹ Fator de correção para o decaimento da fonte radioativa de referência: $f = \exp\left[-\left(\ln 2 \cdot \Delta t / T_{1/2}\right)\right]$, onde $T_{1/2}$ é a meia-vida do isótopo da fonte de controle padrão utilizada de ^{90}Sr (28 anos) e Δt é o número de dias decorridos entre a data de referência e a data da medida.

As **Figuras 4.1, 4.2 e 4.3** apresentam os gráficos de estabilidade a longo prazo obtidos para as medidas consecutivas realizadas com os **sistemas A, B e C** utilizados neste trabalho. Analisando-se estas figuras, nota-se que o comportamento geral dos sistemas de medidas em questão apresentam-se satisfatórios e dentro dos limites de variação máxima estabelecidos para estes tipos de câmaras de ionização.

As medidas de estabilidade a longo prazo das câmaras de ionização do **sistema A** e do **sistema C, Figuras 4.1 e 4.2**, apresentam resultados satisfatórios dentro de 0,5% de variação em relação aos valores tomados como referência, estando portanto perfeitamente dentro das exigências dos protocolos internacionais existentes para estes tipos de câmaras de ionização.

A medida de estabilidade a médio prazo (período de medida de aproximadamente 20 meses) da câmara de ionização do **sistema B, Figura 4.3**, apresenta até o momento um resultado satisfatório com um desvio padrão da média em percentagem menor que ao valor referência dentro dos limites recomendados, e o valor de fuga de corrente se mostrou desprezível.

O teste de corrente de fuga consiste em se verificar se o sistema de medida acusa algum sinal (ou leitura) que não seja produzido por ionização no volume sensível da câmara^[53]. Segundo as recomendações internacionais^[52], a variação do valor da corrente de fuga deve ser no máximo igual a $\pm 0,5\%$, para instrumentos de referência, e $\pm 1,0\%$ para instrumentos de campo (padrões terciários e de trabalho), do valor da menor taxa de exposição a que forem submetidos em cada leitura do teste de repetibilidade.

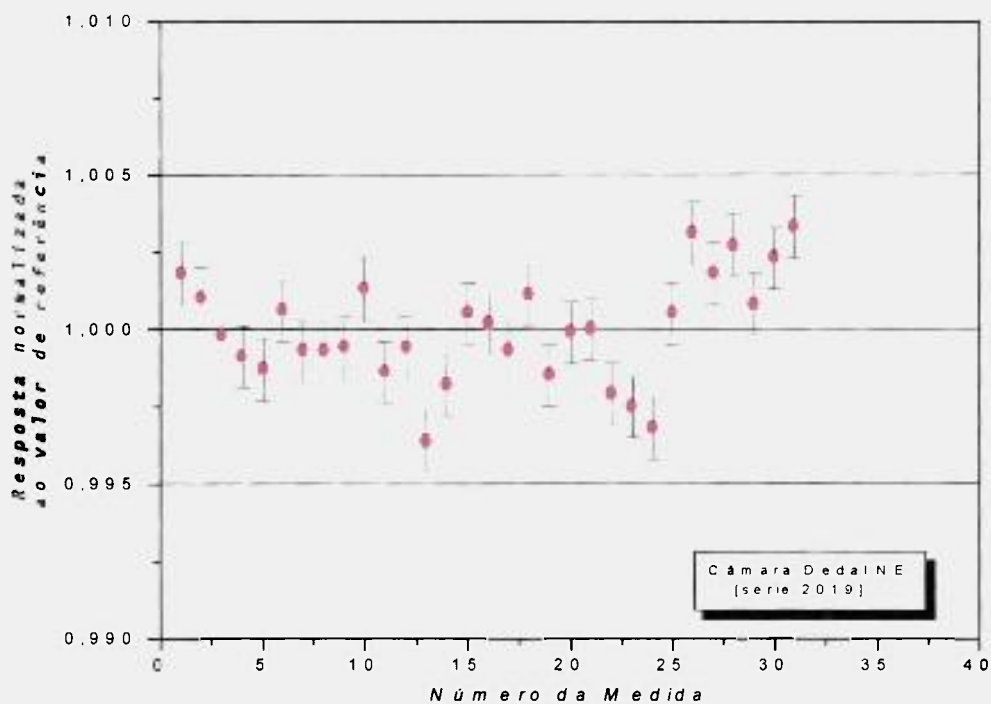


Figura 4.1: Teste de estabilidade a longo prazo da câmara de ionização do **sistema A** ($0,6 \text{ cm}^3$); medidas realizadas num período de 38 meses. Foi obtido um desvio padrão menor que 0,15%.

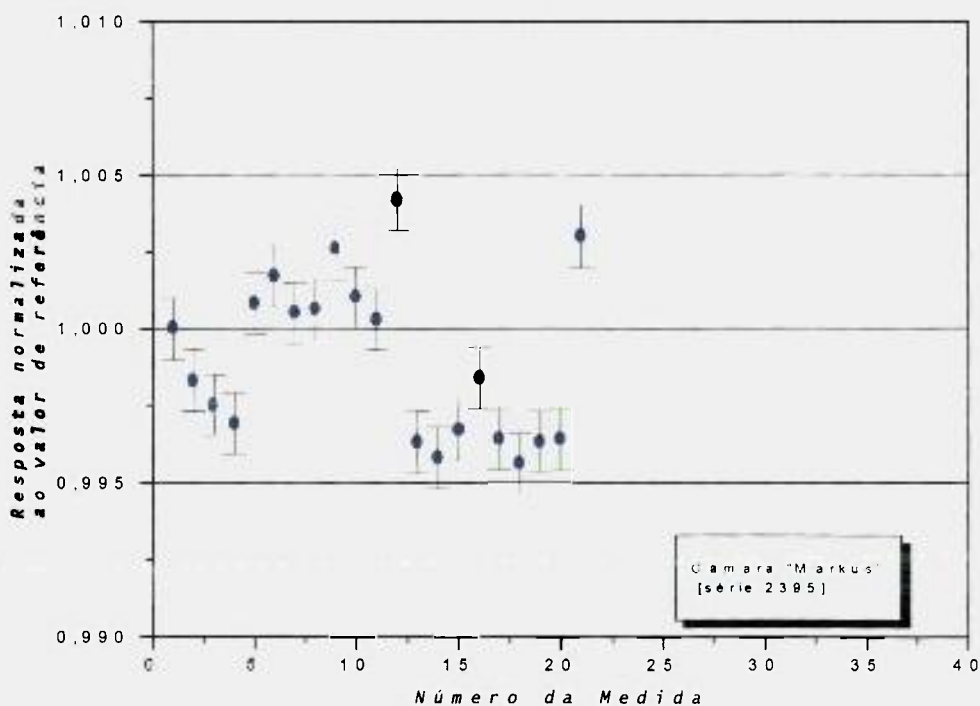


Figura 4.2: Teste de estabilidade a longo prazo da câmara de ionização do **sistema C** ($0,055 \text{ cm}^3$); medidas realizadas num período de 30 meses. Foi obtido um desvio padrão menor que 0,20%.

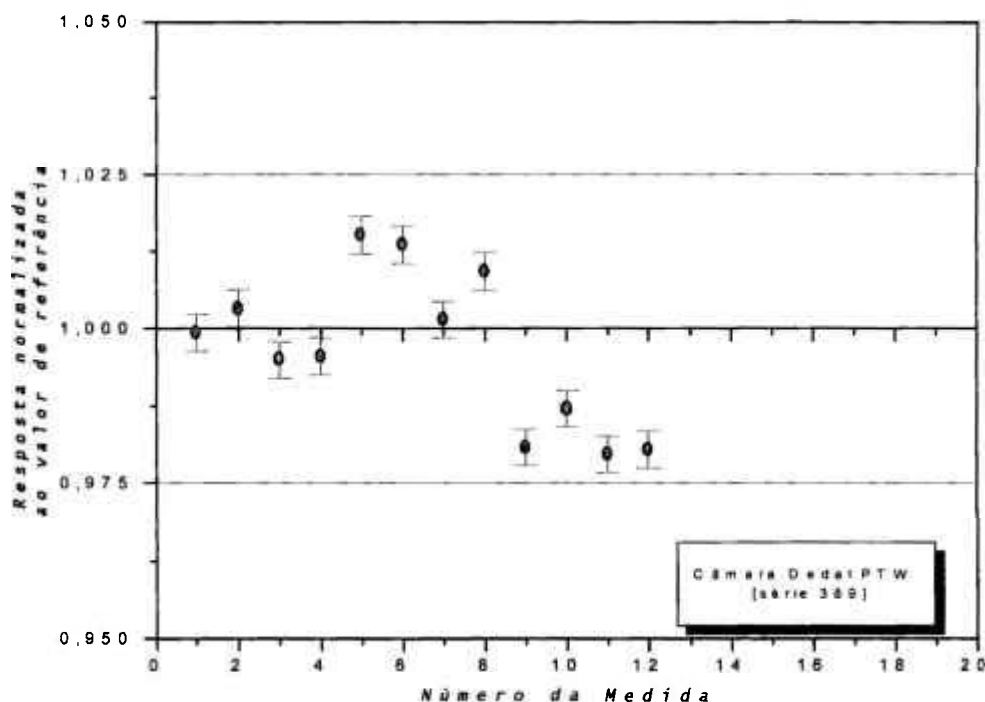


Figura 4.3: Teste de estabilidade a médio prazo da câmara de ionização do **sistema B** ($0,125 \text{ cm}^3$); medidas realizadas num período de aproximadamente 20 meses. Foi obtido um desvio padrão menor que 0,33%.

O teste consiste em se irradiar a câmara de ionização para obter uma certa leitura no eletrômetro, deixando, em seguida, o sistema (câmara + eletrômetro) num ambiente livre de radiação, por um período de, pelo menos, cinco vezes maior que o tempo de irradiação a ser utilizado em cada leitura do teste de repetibilidade (IEC, 1982)^[62].

As medidas de corrente de fuga realizadas com os **sistemas A, B e C** têm-se mantido dentro dos limites estabelecidos, sendo que na maioria dos casos foram consideradas desprezíveis. Isto é esperado, já que a câmara de ionização, os cabos de conexão ao eletrômetro, assim como o próprio eletrômetro, são mantidos em local seco e com sílica gel, para se evitar a produção de cargas devido à presença de umidade, que pode ser

um dos principais responsáveis pela produção da corrente de fuga. O valor máximo de corrente de fuga obtido foi menor que 0,3% para estes sistemas.

4.2.2. Geometria do Feixe de Radiação Gama do ^{60}Co

Uma avaliação das condições de funcionamento dos sistemas de calibração foi necessária, já que a utilização e os propósitos para os quais se aplicam os instrumentos utilizados em Radioproteção e em Radioterapia exigem que suas respostas estejam dentro de limites aceitáveis de exatidão, de acordo com recomendações internacionais específicas, de forma a garantir a confiabilidade nos resultados das medidas obtidas^[30,54].

Essa confiabilidade pode ser assegurada por meio da calibração dos instrumentos, de onde se obtém o fator de calibração, que é um fator multiplicativo que converte o valor indicado nos instrumentos para o que se chama de “valor real” da grandeza medida.

A uniformidade do campo de radiação não deve variar mais que 1,0% para a calibração de instrumentos utilizados em Radioterapia em toda a extensão da área útil de irradiação do instrumento a ser calibrado, e o campo de radiação deve, ainda, apresentar dimensões tais que possa irradiar completa e uniformemente o instrumento a ser calibrado.

A distância exata da fonte-câmara também deve-se analisar segundo recomendações internacionais^[30,54].

4.2.2.1. Verificação da Uniformidade do Campo de Radiação Produzido

A verificação da uniformidade do campo de radiação produzido foi feita por meio do mapeamento do campo ao longo de duas linhas perpendiculares entre si e pertencentes a um mesmo plano normal ao eixo central da fonte de radiação, medindo-se a taxa de exposição com a câmara de ionização posicionada no ar. A posição da câmara é, então, deslocada sobre estes dois eixos até se atingir uma região em que a taxa de exposição sofre um decréscimo de 50%, denominada “Região de Penumbra”. Na realização desta análise, a câmara NE (*Sistema A*) foi posicionada a 100 cm do irradiador da fonte de ^{60}Co , Philips do IPEN. A posição da câmara foi variada em intervalos de 1,0 cm nos dois eixos e cada medida corresponde ao valor médio de três leituras consecutivas corrigidas para as condições ambientais.

Estes resultados podem ser observados na *Figura 4.4*. A resposta encontra-se dentro dos limites aceitáveis de exatidão, de forma a garantir a confiabilidade nos resultados das medidas obtidas^[30] e mostrando que o campo de radiação produzido obedece aos limites de uniformidade estabelecidos pelas recomendações internacionais específicas, para os propósitos de calibração, numa extensão de 60 cm a 100 cm do irradiador de ^{60}Co . Este tamanho de campo é suficiente para se irradiar os instrumentos a serem calibrados.

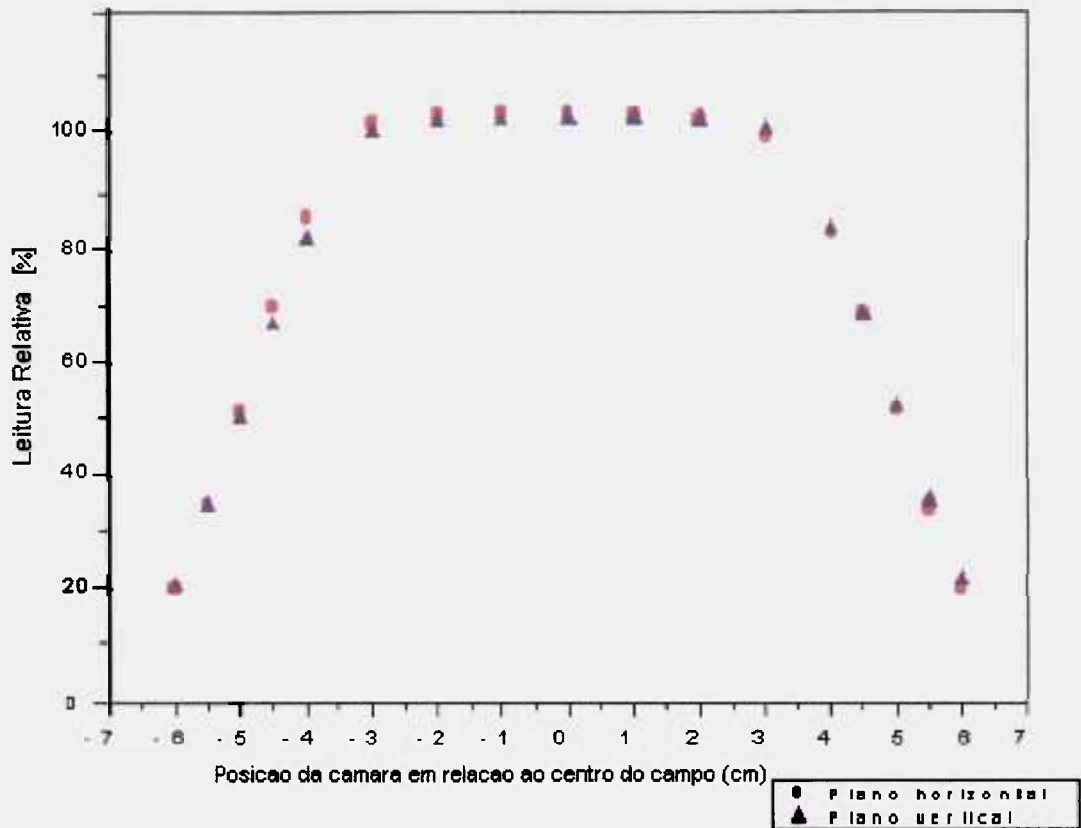


Figura 4.4: Uniformidade do campo de radiação de ^{60}Co , a 100 cm da câmara do **sistema A**

4.2.2.2. Verificação da Distância Fonte-Câmara Real

A radiação espalhada que é produzida em frente à fonte de radiação^[27] causa a impressão de que a fonte está muito próxima do instrumento de medida, devido ao aumento da taxa de exposição, e isto não é verdade. Para uma fonte de radiação com dimensões significativas, este efeito é maior.

A distância correta fonte-câmara (d) pode ser determinada considerando-se^[54]:

$$\dot{X}_{corr} \propto (1/d)^2 \quad (4.1)$$

onde \dot{X}_{corr} : Taxa de exposição corrigida para as condições ambientais de pressão e temperatura; d : distância fonte-câmara (ou distância fonte-instrumento de medida)

Por meio da curva $\left(\dot{X}_{corr}\right)^{-1/2} \times d$, a posição aparente da fonte de radiação pode ser determinada pela intersecção da curva com o eixo das abcissas, como é mostrado na *Figura 4.5*.

A câmara de ionização (*sistema A*) foi posicionada de forma que o centro de sua janela coincidisse com o centro do conjunto de colimação da fonte de ^{60}Co Philips.

A posição da câmara foi variada entre 70 e 150 cm da fonte, sempre na posição central do campo de radiação. Para cada distância fonte-câmara foram feitas três leituras, onde o valor médio foi tomado como a medida resultante.

Determinou-se que a fonte de radiação está posicionada a 4,30 cm da posição central de sua blindagem, conforme a *Figura 4.5*. Verificou-se que a posição aparente da fonte está em torno de 4% de erro em relação à distância fonte-câmara de 100 cm, que é recomendado pela IAEA, como o mais usual para uma calibração^[4,11,33]. É necessário, portanto, ao se realizar a calibração, diminuir 4,30 cm à distância fonte-câmara da distância estimada antes da verificação da uniformidade e da determinação da posição aparente da fonte.

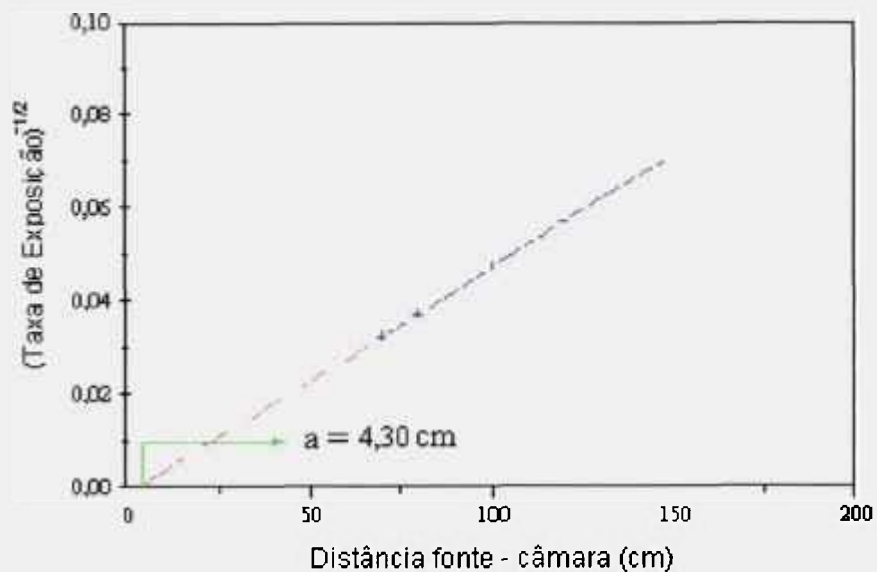


Figura 4.5: Determinação da posição aparente da fonte de ^{60}Co , Philips, utilizando-se o **sistema A** de medida.

4.3 Avaliação das Câmaras de Ionização de Referência (Tipo Cilíndrica) e de Placas Paralelas utilizadas em Feixes de Elétrons

Outros testes operacionais devem ser realizados numa câmara de ionização e seus resultados analisados, já que na prática as condições ideais não se verificam, uma vez que na construção de uma câmara não é possível se conseguir as dimensões exatamente iguais às exigidas pelos protocolos TRS 277 e 381^[4,11].

Em consequência, qualquer variação local do fluxo de radiação na cavidade de ar da câmara de ionização tornar-se-á apreciável.

Os testes operacionais adicionais realizados foram:

- (a) Eficiência de coleção de íons
- (b) Efeito de polaridade
- (c) Dependência energética

4.3.1 Eficiência de Coleção de Íons

O número de íons formados pela radiação incidente e coletados em uma câmara de ionização varia com a tensão aplicada entre seus eletrodos. A curva de saturação de uma câmara, isto é, a carga coletada versus o potencial de coleção aplicado, apresenta uma região inicial de crescimento rápido da corrente com o potencial de coleção e uma outra região seguinte de crescimento suave. Uma curva de saturação ideal ocorreria caso fosse possível coletar todos os íons formados na cavidade de ar da câmara; entretanto, isto não acontece em feixes de intensidade de ionização alta devido ao efeito de recombinação entre íons de sinais opostos dentro da cavidade^[28,40].

A eficiência de coleção de íons, ϵ , de uma câmara de ionização operando sob condições específicas de radiação é uma medida do número de recombinações que ocorrem em sua cavidade de ar. Esta eficiência pode ser calculada pela razão entre a carga total de um sinal, coletada a uma certa tensão, e a carga total liberada dentro da câmara para um dado evento ionizante. A carga total coletada é simplesmente a leitura assinalada pelo eletrômetro, enquanto a carga total liberada representa o número real de ionizações, e está relacionada à intensidade do campo de radiação na posição da câmara.

A correção deste efeito de recombinação é, dentre as várias correções necessárias em dosimetria com câmara de ionização, uma das mais significativas. De acordo com alguns estudos, para feixes de radiação pulsada, esta correção pode superar 2%^[55].

Boag^[4,28,55-58] apresentou um método para a determinação da eficiência de coleção de íons de uma câmara de ionização, chamado “*método de duas tensões*”. Este método consiste em se tomar duas leituras separadas da carga coletada (Q_1 e Q_2) numa mesma ionização por pulso, em dois valores de tensão de polarização distintos (V_1 e V_2), de forma que a eficiência de coleção possa então ser calculada pela expressão:

$$\varepsilon = \frac{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - \left(\frac{Q_1}{Q_2}\right)}{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - 1} \quad (4.2)$$

Como (Q_1/Q_2) e (V_1/V_2) são conhecidos experimentalmente, a eficiência de coleção pode ser facilmente determinada.

Este método tem sido o mais utilizado para a determinação da eficiência de íons em câmaras de ionização em vários trabalhos e normas^[4,8,11,57-59]. Este método foi seguido neste trabalho.

As câmaras sob teste, dos *sistemas A, C, E₁, E₂, E₃, E₄*, foram irradiadas em feixes de elétrons de energia nominal de 16 MeV, e para taxa de dose nominal de 240 u.m./min ($\cong 242,4$ cGy/min)² utilizando cones de 10x10 cm² (campo:14x14 cm²) e de 15x15 cm² (campo:17x17 cm²) a uma

² u.m. = unidade monitor

distância fonte-superfície de 100 cm, conectadas a seus respectivos eletrômetros. Para todas as medidas, as câmaras foram posicionadas na profundidade máxima de ionização igual a 2,0 cm para energia igual a 16 MeV, conforme TRS 381^[11]. Cada ponto de medida corresponde ao valor médio de cinco leituras consecutivas, com desvio padrão percentual menor que 0,05%.

Na **Tabela 4.1** observa-se que a eficiência de coleção de íons, para as câmaras analisadas, apresentou variações menores que 0,2%, para cada câmara em simuladores com diferentes materiais e diferentes campos de radiação. Portanto todas apresentaram desempenho excelente.

4.3.2 Efeito de Polaridade

O efeito de polaridade pode ser observado pela diferença no número de ionizações produzidas na cavidade da câmara de ionização, quando o sinal da tensão de polarização aplicada ao eletrodo é invertido. Segundo Boag^[40], as causas para a ocorrência do efeito de polaridade são:

1. Variação no volume ativo da câmara de ionização devido à distorção da distribuição da carga espacial do campo elétrico entre os eletrodos. Pode-se minimizar este erro aumentando-se o valor da tensão de coleção;
2. O freamento de alguns elétrons primários pelo eletrodo coletor da câmara. Neste caso, esta carga pode ser adicionada ou subtraída da ionização verdadeira se o efeito não for balanceado pela ejeção dos elétrons de recuo do eletrodo coletor.

Tabela 4.1: Eficiência de coleção de ions (ϵ) das câmaras de ionização analisadas com o acelerador Clinac 2100C

Câmaras de Ionização do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares				Câmaras de Ionização do Hospital Israelita Albert Einstein				
	Simulador	Cone [cm ²]	ϵ (%)	Câmaras	Simulador	Cone [cm ²]	ϵ (%)	
CILÍNDRICA (0,6 cm ³) [Sistema A]	PMMA	10x10	99,62	CILÍNDRICA (0,6 cm ³) [Sistema E ₂]	PMMA	10x10	99,74	
		15x15	99,61			15x15	99,74	
	ÁGUA	10x10	99,64		ÁGUA	10x10	99,77	
		15x15	99,67			15x15	99,80	
	IAEA	10X10	99,61		MARKUS (0,055 cm ³) [Sistema C]	PMMA	10x10	99,97
							15x15	99,87
IPEN (0,056 cm ³) [Sistema E ₁]	PMMA	10x10	99,93	HOLT (1,0 cm ³) [Sistema E ₄]	PMMA*	10x10	99,87	
		15x15	99,93			15x15	99,87	
	ÁGUA	10x10	99,93		ÁGUA	10x10	99,84	
		15x15	99,97			15x15	100,00	
	IAEA	10X10	100,00		IPEN (0,056 cm ³) [Sistema E ₁]	PMMA*	10x10	99,87
							15x15	99,87

* As medidas com a câmara Holt foram realizadas neste trabalho num simulador de PMMA, embora a recomendação do protocolo TRS 381 seja de um simulador com o material de poliestireno (semelhante ao material da câmara), não disponível no laboratório.

Para que este efeito seja corrigido, a abordagem internacionalmente aceita consiste em se tomar o valor médio entre as leituras à polaridade negativa (Q_-) e à polaridade positiva (Q_+). O resultado é tomado como a ionização média real, Q_{real} .^[40]

$$Q_{real} = \frac{|Q_-| + |Q_+|}{2} \quad (4.3)$$

O fator de correção para as leituras, F_{pol+} , pode ser expresso pela seguinte expressão^[20]:

$$F_{pol+} = \frac{|Q_-| + |Q_+|}{2|Q_+|} \quad (4.4)$$

Nos procedimentos de dosimetria com câmaras de ionização de placas paralelas este efeito de polaridade representa uma fonte de incerteza consideravelmente grande, e segundo os relatórios NACP^[7] e IAEA^[11], este pode ser definido também como:

$$\frac{\Delta Q}{Q} = \frac{|Q_+| - |Q_-|}{|Q_+| + |Q_-|} \quad (4.5)$$

A resposta da câmara de ionização pode apresentar uma influência do tamanho do campo irradiado sobre o efeito de polaridade. Isto acontece devido à interação da radiação com o material dielétrico do cabo que a conecta ao eletrômetro. Estas interações contribuem para uma leitura falsa nas medidas realizadas durante os procedimentos de dosimetria de feixes de radiação (dosimetria clínica).

As calibrações feitas com câmaras de ionização ocorrem em uma geometria fixa de referência, onde parte do cabo de conexão é exposto à

radiação. Entretanto, quando uma geometria diferente é necessária nas várias situações que ocorrem na dosimetria clínica, diferentes tamanhos de cabo podem ser irradiados. Dessa forma, pode ocorrer uma alteração significativa das medidas, fornecendo resultados incorretos.

Avaliações deste tipo já foram feitas por alguns autores em câmaras cilíndricas^[60,61] e para a câmara de placas paralelas Markus em feixes de 9 e 22 MeV de elétrons^[62].

Neste teste, foram utilizados cones localizadores com os seguintes tamanhos: 6x6, 10x10, 15x15, 20x20 e 25x25 cm². Cada ponto de medida corresponde ao valor médio de três leituras consecutivas corrigidas para as condições ambientais, com desvio padrão percentual inferior a 0,05%, que é desprezível.

Na **Tabela 4.2** pode-se observar que a variação do efeito de polaridade para as câmaras de ionização de placas paralelas dos **sistemas C, E₁ e E₄**, respectivamente nos dois métodos analisados, depende do tipo e do volume de cada câmara de ionização no intervalo de energia de 6 a 16 MeV.

No caso dos **sistemas C e E₄**, a variação é menor que 1,4%, e para o **sistema E₁**, esta variação não ultrapassa 2,5%.

Tabela 4.2: Variação do efeito de polaridade nas câmaras de ionização de placas paralelas analisadas no acelerador Clinac 2100C

	Métodos de Boag (1966) ^[40] e Havercroft (1994) ^[20]		Métodos NACP (1981) ^[7] e TRS 381 (1997) ^[11]	
Câmaras de Ionização	Energia [MeV]	Variação [%]	Energia [MeV]	Variação [%]
Markus [Sistema C]	6	1,4	6	1,4
	9	< 1,0	9	< 1,0
	12	1,4	12	1,4
	16	1,4	16	1,4
IPEN [Sistema E ₁]	6	2,0	6	2,0
	9	2,0	9	2,0
	12	2,5	12	2,5
	16	0,6	16	0,6
Holt [Sistema E ₄]	6	0,5	6	0,5
	9	0,1	9	< 0,1
	12	0,1	12	< 0,1
	16	0,1	16	< 0,1

4.3.3 Fator de Correção de Fluência

O fator de correção de fluência das radiações dos *sistemas C, E₁ e E₄* (câmaras de ionização de placas Markus, IPEN e Holt) foi avaliado por comparação com a câmara de ionização cilíndrica NE 2505 (*sistema A*).

Foram feitas irradiações com o mesmo número de unidades da câmara monitora de dose para cada feixe com cada uma das câmaras de ionização localizadas em $D_{máx}$ (dose absorvida máxima) ou R_{100} (definido no item 2.6) para cada um dos feixes testados, conforme o protocolo TRS 381^[11], que constitui uma complementação do protocolo TRS 277^[4,10]. Neste trabalho foram utilizadas as metodologias apresentadas nos dois protocolos.

A *Figura 4.6* apresenta um diagrama da montagem experimental utilizada para estas medidas. As doses absorvidas foram determinadas por intermédio de cada uma das câmaras de ionização, sendo que os valores de $N_{D,ar}$ adotados para as câmaras de ionização de placas paralelas foram aqueles calculados para o feixe de elétrons de energia nominal de 16 MeV, por intercomparação com a câmara de ionização cilíndrica, do *sistema A*.

Para a determinação dos fatores de correção para fluência tem-se:

$$F = \frac{D^{cil}}{D^{pp}} \quad (4.6)$$

$$D^{cil} = (M.N_{D,ar}.P_u.P_{cel})^{cil} \quad \text{e} \quad D^{pp} = (M.N_{D,ar}.P_Q)^{pp}$$

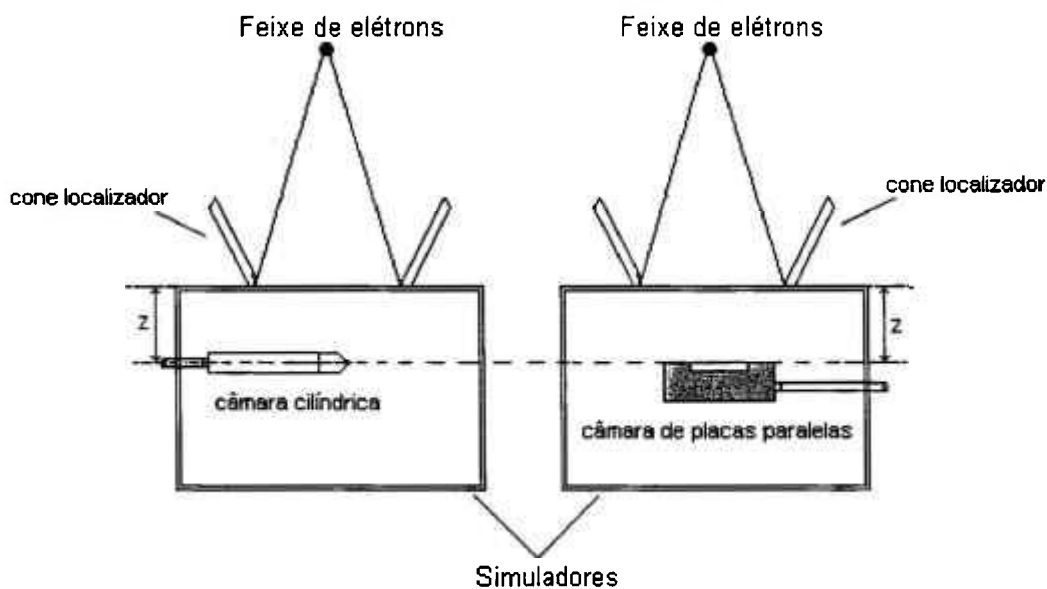


Figura 4.6: Representação esquemática da montagem experimental para a calibração das câmaras de ionização em feixes de elétrons de energias diferentes para um tamanho de cone localizador de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a 100 cm de distância fonte-superfície e profundidade z variável de acordo com a energia do feixe.

onde os índices *cil* e *pp* se referem às câmaras cilíndricas e de placas paralelas, e os outros fatores têm os significados já definidos no item 2.7.3. Os parâmetros empregados no cálculo estão na **Tabela 4.3**. Na **Tabela 4.4** estão todos os fatores de correção de influência obtidos para as câmaras de ionização de placas paralelas analisadas neste estudo. A **Tabela 4.5** apresenta a variação destes fatores.

As câmaras de ionização de placas paralelas apresentarem uma dependência energética desprezível.

4.4 Calibração de Dosímetros Clínicos

A maioria das recomendações nacionais e internacionais sobre dosimetria tem reconhecido as vantagens do uso das câmaras de ionização de placas paralelas para a dosimetria de feixes terapêuticos, especialmente para feixes de elétrons de energias baixas. As características da construção, principalmente considerando a forma e tamanho do volume de coleção de cargas, fazem com que este tipo de instrumento seja teoricamente ideal para medidas de ionização nas regiões com gradiente de dose na direção do feixe ou sempre que a incerteza na posição do ponto efetivo de medida da câmara de ionização deverá ser minimizada.

Tabela 4.3: Fatores de correção empregados no cálculo da análise da dependência energética, utilizando dois protocolos TRS 277^[4] e 381^[11] para obter E_z conforme **Tabela 3.1** para os fatores P_u e P_Q

Câmaras de Ionização	Sistemas	Fatores de Correção				
		P_{cel}	P_u		P_Q	
			TRS 277	TRS 381	TRS 277	TRS 381
Cilíndrica	A	0,998	0,985	0,983	---	---
Markus	C	---	---	---	0,999	0,999
IPEN	E_1	---	---	---	1,000	1,000
Holt	E_4	---	---	---	1,000	1,000

P_{cel} - fator que leva em conta a “não equivalência de ar” do material no eletrodo central de uma câmara de ionização.

P_u - fator de perturbação da câmara de ionização.

P_Q - fator de perturbação total da câmara de ionização para medidas em simuladores.

No TRS 277, $E_z = 12,00$ MeV e no TRS 381, $E_z = 11,19$ MeV (ver **Tabela 3.1**), onde E_z é a energia média na profundidade de referência num simulador; observa-se que para uma energia nominal de 16 MeV, E_z pode variar dependendo do protocolo.

Tabela 4.4: Fatores de correção de fluência da radiação das câmaras de ionização de placas paralelas utilizando os protocolos TRS 277⁽⁴⁾ e 381⁽¹¹⁾ para obter E_z , conforme **Tabela 3.1**

Câmaras de Ionização	Sistemas	Energia (MeV)	Profundidade de referência (cm)	Protocolos			
				TRS 277		TRS 381	
				10x10 cm ²	15x15 cm ²	10x10 cm ² 15x15 cm ²	
Markus	C	6,0	1,0	0,998	0,981	1,003	0,985
		9,0	2,0	0,998	0,981	1,003	0,985
		12,0	2,0	0,998	0,981	1,003	0,985
		16,0	2,0	0,998	0,981	1,003	0,985
IPEN	E ₁	6,0	1,0	1,000	0,985	1,005	0,989
		9,0	2,0	1,000	0,985	1,005	0,989
		12,0	2,0	1,000	0,985	1,005	0,989
		16,0	2,0	1,001	0,985	1,005	0,989
Holt	E ₄	6,0	1,0	1,001	0,985	1,005	0,989
		9,0	2,0	1,000	0,985	1,005	0,989
		12,0	2,0	1,000	0,985	1,005	0,989
		16,0	2,0	1,001	0,985	1,005	0,989

Tabela 4.5: Dependência energética (%) das câmaras de ionização de placas paralelas entre 6 e 16 MeV de energia de feixes de elétrons

Câmaras de ionização	Sistemas	Cones [cm ²]	Protocolos	
			TRS 277	TRS 381
Markus	C	10 x 10	0,01	0
		15 x 15	0	0
IPEN	E ₁	10 x 10	0	0,01
		15 x 15	0,01	0,01
Holt	E ₄	10 x 10	0	0,01
		15 x 15	0,01	0,01

A falta de recomendações detalhadas no relatório IAEA - TRS 277^[4] para a determinação do fator de calibração da câmara em dose absorvida no ar, $N_{D,ar}$, destas câmaras^[11] fez com que fossem realizados estudos diferentes. Um deles utilizou o protocolo da AAPM em 1983^[2], admitindo que as câmaras de ionização cilíndricas são amplamente utilizadas, e que os métodos para suas calibrações em termos de exposição no ar são bem determinadas. Não se pode dizer o mesmo das câmaras de ionização de placas paralelas. Para estas câmaras, um método alternativo foi apresentado baseado na intercomparação de medidas num simulador com uma câmara cilíndrica calibrada num feixe de elétrons de energias altas^[11,23]. A partir deste estudo várias propostas foram desenvolvidas, sendo que a recomendação internacional é a utilização do protocolo TRS 381^[11].

Com este propósito é que atualmente se emprega o simulador de água³ para as medidas de dose absorvida na água, sendo o material recomendado por todos os protocolos de dosimetria para simular as propriedades de atenuação do tecido humano. É também o meio de referência para o qual a calibração em termos da dose absorvida é especificada. Na dosimetria de elétrons, a maioria dos protocolos permite que sejam empregados simuladores de plásticos^[4,5,7,10,11].

Os simuladores plásticos também são recomendados para as câmaras de ionização que não são impermeáveis; neste caso o material do simulador deve ser semelhante ao da câmara, conforme recomendações internacionais^[2,4,10,11,12,23,46].

³ A água é recomendada como um meio padrão para medidas de dose absorvida tendo em vista que a distribuição da dose absorvida na água e no tecido mole humano serem similares para irradiações com feixes de elétrons. O tamanho padrão recomendado para um feixe de fótons é um cubo de 30 cm de aresta. Este é conveniente para qualquer energia e para a maioria das simulações clínicas^[9].

No caso da dose absorvida na água, determinada por intermédio de câmaras de ionização cilíndricas ou de câmaras de placas paralelas, utiliza-se a mesma equação (*equação 2.23*), conforme o formalismo dos atuais protocolos de dosimetria.

Nas condições de referência (*Tabela 4.6*), pode-se observar nas *Tabelas 4.7 e 4.8* as taxas de dose absorvida na água tanto para as câmaras de ionização cilíndricas como para as de placas paralelas em feixes de radiação gama do ^{60}Co e em feixes de elétrons, respectivamente. Em feixes de radiação de ^{60}Co , cada valor corresponde à média de várias taxas de dose absorvida, obtidas em diferentes datas, com uma incerteza máxima de 0,6%. Os resultados apresentados são satisfatórios de acordo com as recomendações dos protocolos, em especial ao relatório IAEA TRS 381^[11], que estabelece as condições de referência para a calibração de câmaras de ionização de placas paralelas em feixes de radiação gama de ^{60}Co e feixes de elétrons de 16 MeV, respectivamente. A incerteza máxima foi de 0,12% para este tipo de câmara.

Tabela 4.6 - Condições de referência para os feixes de radiação gama de ^{60}Co e os feixes de elétrons

	^{60}Co [IPEN]	Elétrons [HIAE]
Simulador de água		
Dimensões (cm ³)	30 x 30 x 30	40 x 40 x 40
Simulador sólido ^[a]		
Dimensões (cm ³)	30 x 30 x 20	30 x 30 x 20
Campo de radiação (cm ²)	10 x 10	14 x 14
Distância fonte-câmara (cm)	100	- - -
Distância fonte-superfície (cm)	- - -	100
Profundidade de referência no simulador	5 cm ^[b] (ou 5 g.cm ⁻²)	2 cm ^[c]

[a] Simulador sólido - conjunto de placas de PMMA de 30 x 30 x 1 cm³ cada; este material foi escolhido devido às características da câmara de placas paralelas, modelo PTW/Markus (*Sistema C*).

[b] No simulador sólido ou de placas de PMMA, esta profundidade é equivalente a 4,74 cm, pois 1mm de água corresponde a 0,874 mm de PMMA.

[c] Conforme ref.[11], corrigida para o plástico

Tabela 4.7 - Taxas de dose absorvida em feixes de radiação gama de ^{60}Co em simuladores de água com dimensões de $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ (*sistemas A, C, D, E₂ e E₃*) e de PMMA com dimensões de $30 \times 30 \times 20 \text{ cm}^2$ (*sistemas A, C, E₁, E₃ e E₄*). Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN.

Câmaras de Ionização	Sistemas	Norma ⁽¹⁾	\dot{D}_{corr} [mGy/min]	
			Simulador de água	Simulador de PMMA
Cilíndrica NE	A	TRS 277/381	95,67	93,80
		DIN	95,12	93,79
Placas Paralelas Markus	C	TRS 277/381	93,45	93,56
		DIN	93,44	93,55
Cilíndrica NE	D (câmara de referência)	TRS 277/381	95,43	NM ⁽²⁾
		DIN	95,41	NM
Placas Paralelas IPEN	E ₁ ⁽³⁾	TRS 277/381	---	94,22
		DIN	---	94,21
Cilíndrica PTW	E ₂	TRS 277/381	94,56	NM
		DIN	94,56	NM
Placas Paralelas Markus	E ₃	TRS 277/381	93,56	92,02
		DIN	93,55	92,02
Placas Paralelas Holt	E ₄ ⁽³⁾	TRS 277/381	---	91,65
		DIN	---	91,65

⁽¹⁾ Leituras das câmaras de ionização corrigidas para efeitos de referência ambientais ($F_{T,p}$): pressão, temperatura e umidade relativa do ar, e para o efeito de correção da recombinação (P_s); este pode ser obtido por meio de dois protocolos: pelos TRS 277 e TRS 381^{[4],[11]} onde se tem a curva de SEFM^[6] e pelo DIN (Deutsches Institut für Normung)^[6,3] pela expressão:

$$P_s = \left[\left(\frac{v_1}{v_2} \right)^2 - 1 \right] / \left[\left(\frac{w_1}{v_2} \right)^2 - \left(\frac{w_2}{v_2} \right) \right]$$

⁽²⁾ NM - Não medido, pois não possui placa suporte para medidas em simulador sólido

⁽³⁾ As câmaras dos *sistemas E₁ e E₄* não são impermeáveis

Tabela 4.8 - Dose absorvida em feixes de elétrons em simuladores de água da PTW com dimensões de 40x40x40 cm³ (*sistemas A, B, C, E₂ e E₃*) e de PMMA com dimensões de 30x30x20 cm³ cm² (*sistemas A, C, E₁, E₂, E₃ e E₄*). Medidas realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein, utilizando os protocolos TRS 277⁽⁴⁾ e 381⁽¹⁾ para obter E_z conforme *Tabela 3.1*.

Câmaras de Ionização	Sistemas	Cones [cm ²]	D _{corr} [Gy]					
			Simulador de água		Simulador de PMMA			
			TRS 277	TRS 381	TRS 277	TRS 381	TRS 277	TRS 381
Cilíndrica NE	A	10 x 10	1,042	1,042	1,045	1,045	1,045	1,045
		15 x 15	1,024	1,024	1,028	1,028	1,028	1,028
Cilíndrica PTW	B	10 x 10	1,040	1,040	NM ⁽¹⁾	NM	NM	NM
		15 x 15	1,028	1,027	---	---	---	---
Placas Paralelas Markus	C	10 x 10	1,035	1,033	1,039	1,037	1,039	1,037
		15 x 15	1,018	1,015	1,023	1,021	1,023	1,021
		10 x 10 ⁽²⁾	1,057	1,054	---	---	---	---
Placas Paralelas IPEN	E ₁ ⁽³⁾	10 x 10	---	---	1,043	1,041	1,043	1,041
		15 x 15	---	---	1,027	1,025	1,027	1,025
Cilíndrica PTW	E ₂	10 x 10	1,041	1,041	1,047	1,047	1,047	1,047
		15 x 15	1,023	1,023	1,029	1,029	1,029	1,029
Placas Paralelas Markus	E ₃	10 x 10	1,036	1,034	1,039	1,037	1,039	1,037
		15 x 15	1,018	1,016	1,023	1,021	1,023	1,021
Placas Paralelas Holt	E ₄ ⁽³⁾	10 x 10	---	---	1,044	1,041	1,044	1,041
		15 x 15	---	---	1,027	1,025	1,027	1,025

⁽¹⁾ NM - Não medido, pois não possui placa suporte para medidas em simulador sólido

⁽²⁾ Medidas realizadas no simulador de água da IAEA, com dimensões 30x30x30 cm³.

⁽³⁾ As câmaras dos *sistemas E₁ e E₄* não são impermeáveis

Para se verificar a diferença nas taxas de dose absorvida determinadas utilizando-se dois simuladores de água com dimensões diferentes, um da IAEA e outro da PTW, foram realizadas medidas com os simuladores num campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, e a câmara de placas paralelas do *sistema C*. Foi possível observar uma variação percentual de 2,1% nas medidas das taxas de dose absorvida.

De acordo com o formalismo destes protocolos, emprega-se um fator de calibração em termos de dose absorvida para o ar, N_D ou $N_{gás}$, específico para a câmara (item 2.7.2).

Os quatro *procedimentos* que podem ser empregados para a determinação de N_D para câmaras de ionização de placas paralelas têm sido discutidos por vários autores^[15,23,46,47].

O *primeiro procedimento* consiste na calibração da câmara de ionização de placas paralelas contra uma câmara cilíndrica, com N_D conhecido, em um feixe de elétrons de energia superior a 18 MeV à profundidade de dose absorvida máxima $D_{máx}$. Em feixes de elétrons desta faixa de energia, em geral, o fator de correção de fluência de elétrons de câmaras cilíndricas é considerado igual a 1^[11].

O *segundo procedimento* aplica o mesmo formalismo utilizado para as câmaras cilíndricas e calibra-se a câmara de ionização de placas paralelas em termos de kerma no ar, K_{ar} , no feixe de radiação gama do ^{60}Co ^[7]. A câmara é posicionada de tal maneira que o centro de sua cavidade de ar esteja no ponto onde K_{ar} é conhecido. A razão entre K_{ar} e a resposta da câmara fornece o valor de N_k para a câmara. A partir do fator N_k determinado, N_D é calculado de acordo com a equação 2.20. Neste

método é necessário que sejam conhecidos os fatores k_{att} e k_m (equação 2.20) da câmara de placas paralelas.

O *terceiro procedimento* de calibração utiliza também um feixe de radiação gama de ^{60}Co ^[7]. A calibração é feita contra uma câmara cilíndrica de N_D conhecido em profundidade (5 g/cm^2) em um simulador de mesmo material da câmara de placas paralelas, que permite considerar o fator P_{wall} (equações 2.23 e 2.24) igual a 1, e/ou em um simulador de água onde o fator P_{wall} é dado pelo protocolo TRS 381^[10,11].

Um *quarto procedimento* de calibração foi ainda discutido^[23,46]; este utiliza um feixe de radiação gama de ^{60}Co . A calibração é feita na situação de dose máxima num simulador de PMMA. A câmara de placas paralelas é colocada com a superfície frontal da cavidade numa profundidade de aproximadamente $0,5 \text{ g/cm}^2$ em um simulador de PMMA. A distância fonte-câmara e o tamanho do campo são os mesmos que para o método de calibração no ar. A comparação é feita com uma câmara cilíndrica irradiada em ar livre.

Duas condições experimentais foram utilizadas para a determinação do fator N_D das câmaras sob teste:

- (i) Calibração em um feixe de elétrons de 16 MeV contra uma câmara de ionização cilíndrica de N_D conhecido;
- (ii) Calibração em um feixe de radiação gama de ^{60}Co contra uma câmara de ionização cilíndrica de N_D conhecido.

A expressão^[11] utilizada para a determinação do fator de calibração da câmaras de placas paralelas, ($N_{D,ar}^{pp}$) foi:

$$N_{D,ar}^{pp} = N_{D,ar}^{Ref} \cdot \frac{M^{Ref}}{M^{pp}} \cdot \frac{P_{wall}^{Ref} \cdot P_{cel}^{Ref} \cdot P_{dis}^{Ref}}{P_{wall}^{pp}} \quad (4.7)$$

onde:

$N_{D,ar}^{pp}$ = fator de calibração da câmara em termos de dose absorvida no ar;

M^{Ref} e M^{pp} : ($M = \overline{M}_o \cdot f_{T,p} \cdot k_h \cdot P_s$) - leituras das câmaras de ionização cilíndrica e de placas paralelas respectivamente, corrigidas para efeitos de referência ambientais ($F_{T,p}$): pressão, temperatura e umidade relativa do ar (k_h); e para o efeito de correção da recombinação (P_s)⁴;

P_{wall}^{Ref} = fator de correção da parede da câmara cilíndrica de referência;

P_{cel}^{Ref} = fator que leva em conta a “não equivalência de ar” do material no eletrodo central de uma câmara de ionização;

P_{dis}^{Ref} = fator de deslocamento do ponto efetivo da câmara e é igual a $1 - 0,004 \cdot r$, onde r é o raio interno da câmara de referência em $mm^{[7]}$;

P_{wall}^{pp} = fator de correção da parede da câmara de placas paralelas.

⁴ P_s pode ser obtido por meio de dois protocolos; TRS 277^[4] onde se tem a curva de SEFM^[8] e pelo DIN^[63] pela expressão:

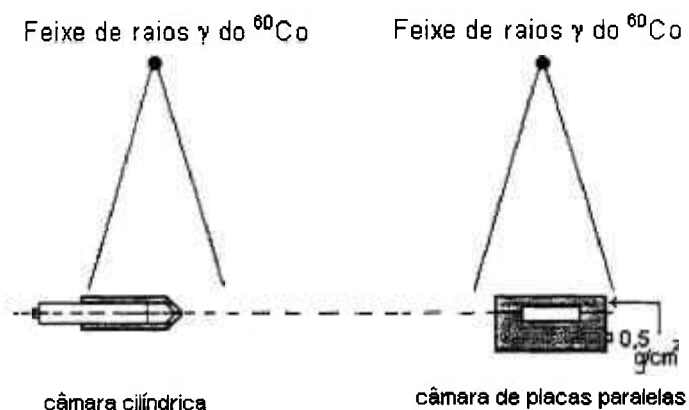
4.4.1 Calibração em Feixes de Radiação de ^{60}Co

Segundo os protocolos internacionais, foram realizadas várias investigações para se definir um procedimento para a determinação do fator de calibração em termos de dose absorvida no ar, N_D^{pp} , em feixes de radiação gama de ^{60}Co para câmaras de placas paralelas. Foram testadas quatro condições diferentes^[11,23,46]. A **Figura 4.7** apresenta um diagrama das montagens experimentais deste estudo.

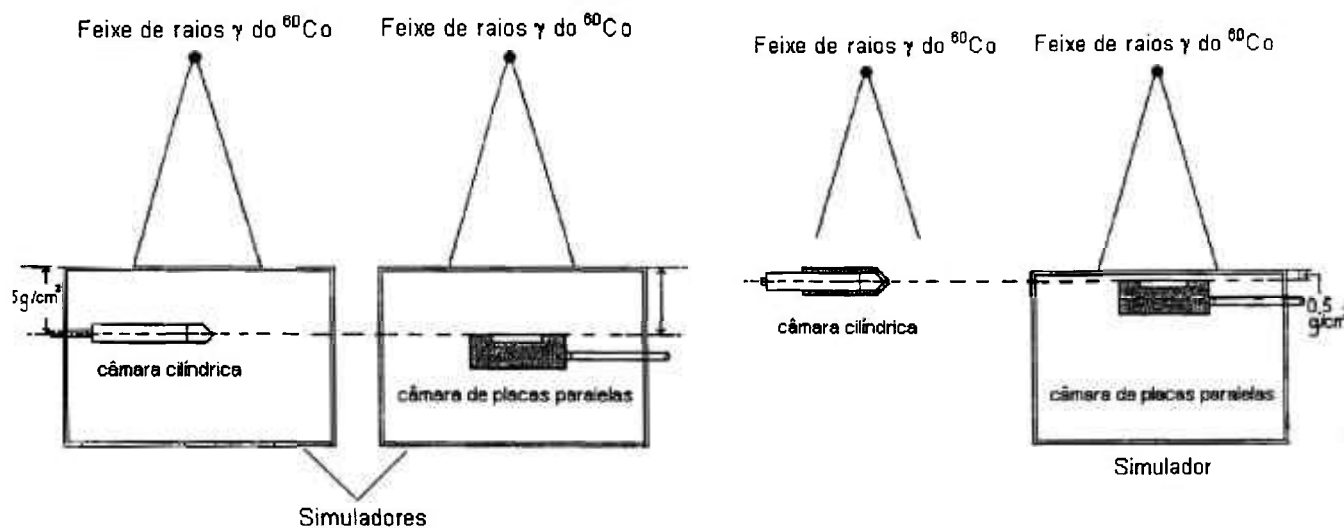
Método I - Calibração no ar.

Neste método o procedimento é análogo ao da calibração no ar com as câmaras de ionização cilíndricas com uma capa de equilíbrio eletrônico ($\sim 0,5 \text{ g/cm}^2$), onde a câmara é posicionada ao ar livre, com seu eixo longitudinal perpendicular ao eixo central do feixe de radiação e no centro do campo de radiação, com o auxílio de um campo de luz do próprio irradiador. Após o posicionamento da câmara para irradiação, esta é conectada ao eletrômetro e devidamente polarizada, permanecendo o sistema de medida um período de 30 minutos para as estabilizações elétrica e ambiental, antes da irradiação.

Antes de se efetuarem as medidas com o sistema de medida, a câmara é pré-irradiada com $25,75 \text{ mC.kg}^{-1}$ ($\sim 100 \text{ R}$) a fim de se garantir a estabilidade de sua resposta, bem como eliminar as possíveis cargas acumuladas na câmara e/ou em sua capa de equilíbrio eletrônico.



Método I



Métodos II e III

Método IV

Figura 4.7: Representação esquemática da montagem experimental para a calibração das câmaras de ionização em feixes de radiação gama de ^{60}Co para um tamanho de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à distância de 100 cm e profundidade z variável, de acordo com a investigação analisada.

Cada fator de calibração foi obtido de uma média de no máximo cinco medidas, com todas as correções necessárias. As condições de referência foram:

- (i) Distância fonte-câmara de 100 cm;
- (ii) Campo de 10 x 10 cm²;
- (iii) Medidas realizadas no ponto de referência da câmara cilíndrica (isto é, no centro do volume sensível da câmara).

A **Tabela 4.9** apresenta os fatores de calibração no ar das câmaras de ionização cilíndricas dos **sistemas A, B e E₂**, calibradas com a câmara de referência (**sistema D**). Uma incerteza total máxima associada ao fator de calibração em termos de dose absorvida no ar, estimada para um nível de confiança de 95% é de 1,1% nas calibrações com câmaras de ionização cilíndricas no ar, dentro dos limites de incerteza aceitável pelos protocolos da IAEA^[11,33].

No cálculo das incertezas associadas foram levados em consideração a incerteza do equipamento na calibração do laboratório padrão, os fatores ambientais (temperatura, pressão e umidade relativa do ar), as incertezas no aparelho de leitura experimental, o tempo de estabilidade das câmaras e os fatores de perturbação das câmaras para cada tipo de radiação.

Nas calibrações das câmaras de ionização de placas paralelas, os cálculos para a análise foram realizados seguindo duas metodologias:

A : Os fatores de calibração foram determinados em termos de kerma no ar para as câmaras de placas paralelas, dos **sistemas C, E₁ e E₃**, utilizando-se fatores de calibração em termos de kerma no ar, conhecidos (N_k^{Ref}) das câmaras de referência de trabalho (**sistemas A e D**) e tomando-

Tabela 4.9 - Fatores de calibração das câmaras de ionização cilíndricas. Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN em feixes de ^{60}Co

Câmaras de Ionização	Sistemas	Fatores de Calibração		
		N_k [mGy/nC]	N_x [mC/kg.ue]	$N_{D,Ar}$ [mGy/nC]
Cilíndrica NE [0,6 cm ³]	A	40,67	1,19	39,78
Cilíndrica PTW [0,125 cm ³]	B	277,62	8,15	269,31
Cilíndrica PTW [0,6 cm ³]	E ₂	46,10	1,35	44,70

N_k : em termos de kerma no ar

N_x : em termos de exposição

$N_{D,Ar}$: em termos de dose absorvida no ar

se leituras com as duas câmaras, de referência (M^{Ref}) e de placas paralelas (M^{pp}):

$$N_k^{pp} = N_k^{Ref} \cdot [M^{Ref} / M^{pp}] \quad (4.8)$$

Com o N_k^{pp} calculado na expressão (4.8), obtém-se $N_{D,ar}^{pp}$ por:

$$N_{D,ar}^{pp} = N_k^{pp} \cdot (1 - g) \cdot (k_{att} \cdot k_m) \quad (4.9)$$

onde:

N_k - fator de calibração em termos de kerma no ar;

$N_{D,Ar}$ - fator de calibração em termos de dose absorvida no ar;

pp e Ref - índices que se referem às câmaras de ionização de placas paralelas em estudo e às câmaras de ionização de referência;

g - é a fração da energia liberada que é dissipada como "Bremsstrahlung" (radiação de freamento) no ar e é aproximadamente 0,3% para radiação gama do ^{60}Co ;

k_{att} - fator conhecido que leva em conta a atenuação (absorção e espalhamento) nas paredes de uma câmara de ionização irradiada durante a calibração;

k_m - fator conhecido que leva em conta a "não equivalência de ar" (na calibração) dos materiais da parede e capa de equilíbrio eletrônico da câmara de ionização.

B : Os fatores de calibração foram determinados em termos de kerma no ar para as câmaras de placas paralelas, dos *sistemas C, E₁ e E₃*, utilizando-se fatores de calibração em termos de kerma no ar, conhecidos (N_k^{Ref}) das câmaras de referência de trabalho (*sistemas A e D*) e tomando-se leituras com a câmara de placas paralelas (M^{pp}):

$$K_{ar}^{Ref} = N_k^{Ref} \cdot M^{Ref}$$

$$N_{k,ar}^{pp} = K_{ar}^{Ref} / M^{pp} \tag{4.10}$$

Com o N_k^{pp} calculado na expressão (4.10), obtém-se $N_{D,ar}^{pp}$ por:

$$N_{D,ar}^{pp} = N_k^{pp} \cdot (1 - g) \cdot (k_{att} \cdot k_m) \tag{4.11}$$

onde todos os fatores são conhecidos.

Na **Tabela 4.10** são apresentados os fatores de calibração das câmaras de ionização de placas paralelas em termos de kerma no ar, de exposição e de dose absorvida no ar, obtidos pelo **Método I**. Uma incerteza total máxima associada ao fator de calibração, em termos de dose absorvida no ar, foi estimada em 2,7% nas calibrações no ar com câmaras de ionização de placas paralelas, dentro dos limites de incerteza aceitável pelos protocolos da IAEA^[4,11]. Cada valor corresponde à média de vários fatores, obtidos em diferentes datas, com uma incerteza menor que 1,0%.

Uma análise da resposta da câmara de placas paralelas do **sistema E₃** com a da câmara cilíndrica do **sistema E₂** mostrou uma variação percentual de 1,4% em relação à câmara de referência do **sistema A**.

Não foi possível calibrar a câmara de placas paralelas do sistema E₄, já que esta não possui capa de equilíbrio eletrônico e é inserida numa placa de poliestireno.

Tabela 4.10 - Fatores de calibração das câmaras de ionização de placas paralelas determinados pelo **Método I**. Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN em feixes de ^{60}Co

Câmaras de Ionização	Sistemas	Fatores de Calibração		
		N_k [mGy/nC]	N_x [mC/kg.ue]	$N_{D,Ar}$ [mGy/nC]
Placas Paralelas PTW [0,055 cm ³]	C	482,27 ⁽¹⁾	14,16 ⁽¹⁾	473,61 ⁽¹⁾
Placas Paralelas IPEN [0,056 cm ³]	E ₁	321,83 ⁽¹⁾	9,45 ⁽¹⁾	316,05 ⁽¹⁾
Placas Paralelas PTW [0,055 cm ³]	E ₃	436,50 ⁽²⁾	12,81 ⁽²⁾	428,70 ⁽²⁾

N_k : em termos de kerma no ar

N_x : em termos de exposição

$N_{D,Ar}$: em termos de dose absorvida no ar

⁽¹⁾ Com câmara cilíndrica de referência NE do sistema D

⁽²⁾ Com câmara cilíndrica de referência NE do sistema A

Método II - Calibração no simulador de água numa profundidade de 5 g/cm².

O Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN não possui um simulador de grafite, recomendado internacionalmente, portanto este método foi modificado para um simulador de água já que este material é um dos mais indicados para se obter a dose absorvida em simulador^[11].

A câmara de placas paralelas foi calibrada em comparação com uma câmara de ionização cilíndrica previamente calibrada dentro de um simulador de água. As câmaras são posicionadas alternativamente numa profundidade de referência num simulador, e o fator $N_{D,Ar}$ desconhecido é obtido da comparação das doses absorvidas com as duas câmaras.

Neste método, o ponto efetivo de medidas para as câmaras fica a uma profundidade de referência de 5 cm, isto é, o centro da superfície frontal da cavidade de ar da câmara de placas paralelas é definido num ponto efetivo da câmara cilíndrica, que é igual a $0,6.r$ na frente do centro da câmara (r é o raio da cavidade). Porém, por razões práticas, coloca-se o centro da câmara cilíndrica numa profundidade de 5 cm e faz-se a correção para o efeito de deslocamento com um fator (P_{dis}^{Ref}). Este fator de deslocamento garante que o centro de qualquer câmara de ionização cilíndrica usada num simulador esteja numa mesma profundidade, independente do diâmetro da câmara. As condições de referência foram:

- (i) Distância fonte-câmara de 100 cm;
- (ii) Campo de 10 x 10 cm²;

(iii) Medidas realizadas no centro de referência da câmara cilíndrica de referência e nas câmaras de placas paralelas no ponto efetivo de medida destas na profundidade de referência de 5 g/cm^2 .

Por meio da expressão (4.7) foi obtido $N_{D,Ar}$ para a câmara de placas paralelas. Os resultados serão apresentados em conjunto com os do **Método III**.

Método III - Calibração no simulador sólido numa profundidade de 5 g/cm^2 .

A metodologia empregada é a mesma que a do **Método II**, fazendo correção na leitura da medida, $M_{plást}$, realizada num simulador de placas sólidas.

Por meio da expressão (4.7) tem-se $N_{D,Ar}$ para a câmara de placas paralelas, sendo necessária a correção da leitura de medida ($M_{plást}$):

$$M^{pp} = M_{plást}^{pp} \cdot h_m \quad (4.12)$$

onde $h_m = 1,00975$ para uma profundidade máxima; no caso do ^{60}Co são 5 cm de água)

Na **Tabela 4.11** são apresentados os fatores de calibração das câmaras de ionização em termos de dose absorvida no ar, determinados utilizando-se um simulador de água e placas de PMMA, obtidos pelos **Métodos II e III** com os **sistemas A, C e E₁** do IPEN e na **Tabela 4.12**

Tabela 4.11 - Fatores de calibração, em termos de dose absorvida no ar, das câmaras de ionização do IPEN determinados em feixes de ^{60}Co . Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN - $N_{D,ar}$ [mGy/nC], utilizando simuladores de água e de PMMA, conforme **Tabela 4.6**, e a câmara de referência NE do **sistema D**.

Câmaras de Ionização	Sistemas	Norma	$N_{D,ar}$ [mGy/nC]	
			Método II (em Água)	Método III (em PMMA)
Cilíndrica NE [0,6 cm^3]	A	TRS-277/381 DIN	40,32	40,61
			40,54	40,83
Placas Paralelas PTW [0,055 cm^3]	C	TRS-277/381 DIN	473,27	473,52
			473,27	473,77
Placas Paralelas IPEN [0,056 cm^3]	$E_1^{(1)}$	TRS-277/381 DIN	---	312,71
			---	310,97

⁽¹⁾ A câmara do **sistema E₁** não é impermeável

Tabela 4.12 - Fatores de calibração, em termos de dose absorvida no ar, das câmaras de ionização do HIAE determinadas em feixes de ^{60}Co . Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN - $N_{D,ar}$ [mGy/nC], utilizando simuladores de água e de PMMA, conforme **Tabela 4.6**, e a câmara de referência NE do **sistema A**.

Câmaras de Ionização	Sistemas	Norma	$N_{D,ar}$ [mGy/nC]		
			Método II	Método III	Método III
Cilíndrica PTW [0,6 cm ³]	E ₂	TRS-277/381 DIN	46,03	45,74	
			46,03	45,73	
Placas Paralelas PTW [0,055 cm ³]	E ₃	TRS-277/381 DIN	448,46	439,05	
			448,42	439,01	
Placas Paralelas Holt [1,00 cm ³]	E ₄ ⁽¹⁾	TRS-277/381 DIN	---	25,91	
			---	25,91	

⁽¹⁾ A câmara Holt do **sistema E₄** não é impermeável. As medidas com esta câmara foram realizadas num simulador de PMMA, embora a recomendação do protocolo TRS 381 seja de um simulador com o material de poliestireno (semelhante ao material da câmara), não disponível no laboratório.

estão os fatores de calibração dos *sistemas* E_2 , E_3 e E_4 do HIAE, respectivamente.

Nestas tabelas é possível observar que ao se comparar simultaneamente os *Métodos II e III* de calibração, o comportamento da câmara de ionização de placas paralelas do *sistema C* pode ser considerado excelente, com uma variação percentual entre os dois métodos de 0,05%. O *sistema E₃* quando calibrado versus a câmara cilíndrica (*sistema E₂*) do próprio usuário, previamente calibrada no laboratório padrão, a variação percentual na intercomparação é de 1,2%. Este sistema, quando calibrado com a câmara de referência N.E. do *sistema A*, apresenta uma variação percentual na comparação de 2,1%. Cada valor corresponde à média de vários fatores, obtidos em diferentes datas, com uma incerteza que não ultrapassa 1,4%.

A obtenção do fator de correção de recombinação (P_s), pelos dois protocolos TRS 277^[4] e DIN^[63], é viável, podendo-se utilizar qualquer um dos protocolos.

A incerteza total máxima associada ao fator de calibração, em termos de dose absorvida no ar, neste método, foi estimada em 2,5% nas calibrações com câmaras de ionização de placas paralelas em simuladores; este valor está dentro dos limites de incerteza aceitável pelos protocolos da IAEA^[4,11].

No cálculo das incertezas associadas foram levados em consideração a incerteza do equipamento na calibração do laboratório padrão, os fatores ambientais (temperatura, pressão e umidade relativa do ar), as incertezas

no aparelho de leitura experimental, o tempo de estabilidade das câmaras e os fatores de perturbação das câmaras para cada tipo de radiação.

Método IV - Calibração da câmara de placas paralelas no simulador sólido numa profundidade de $0,5 \text{ g/cm}^2$ em comparação com a câmara cilíndrica no ar^[46].

Na primeira etapa, utiliza-se a metodologia do **Método I** para a calibração da câmara cilíndrica de referência no ar com uma capa de equilíbrio eletrônico de $0,5 \text{ g/cm}^2$.

Na segunda etapa, utiliza-se a metodologia do **Método II** mas numa profundidade de referência de $0,5 \text{ g/cm}^2$ do simulador de placas. Neste método a câmara de placas paralelas é calibrada dentro de um simulador de PMMA numa profundidade de referência de $0,5 \text{ cm}$ em comparação com uma câmara de ionização cilíndrica previamente calibrada no ar livre no seu ponto de referência. Cada fator de calibração foi obtido de uma média de no máximo cinco medidas, com as correções necessárias da leitura de medida ($M_{plást}$) e do retroespalhamento do material (B_m). As condições de referência foram:

- (i) Distância fonte-câmara de 100 cm ;
- (ii) Campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$;
- (iii) Medidas realizadas no centro de referência da câmara cilíndrica de referência com uma capa de equilíbrio eletrônico e com as câmaras de placas paralelas no ponto efetivo de medida na profundidade de $0,5 \text{ g/cm}^2$;
- (iv) K_{ar} é conhecido na posição do centro da cavidade do volume sensível.

Com o N_k^{pp} calculado pelas expressões (4.8) e (4.10), obtém-se $N_{D,ar}^{pp}$ por:

$$N_{D,ar}^{pp} = N_k^{pp} \cdot (1 - g) \cdot k_{pp} \quad (4.13)$$

onde

$$k_{pp} = (k_{att} \cdot k_m \cdot B_m)$$

B_m = fator que corrige o retroespalhamento do material do simulador ao redor da câmara. O fator de retroespalhamento para um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, descrito por Johns e Cunningham^[26], é igual a 1,035.

Os fatores de calibração em termos de dose absorvida no ar pelo **Método IV** com câmaras de ionização segundo estudos apresentados^[23,46] devem estar próximos aos fatores de calibração obtidos pelo **Método I**.

Na **Tabela 4.13** são apresentados os fatores de calibração em termos de dose absorvida no ar, obtidos pelo **Método IV** com os **sistemas C e E₁** (IPEN) e com os **sistemas E₃ e E₄** (HIAE) segundo as duas metodologias (expressões 4.8 e 4.10 - **Método I**). Comparando-se os **Métodos I (Tabela 4.10)** e **Método IV (Tabela 4.13)**, nota-se que a diferença percentual entre esses métodos para o **sistema C** é de 0,46% e para o **sistema E₁** é de 0,86%. Cada valor corresponde à média de vários fatores, obtidos em diferentes datas, com uma incerteza menor que 1,7% para o **sistema E₁** e 0,3% para os **sistemas C, E₃ e E₄**.

Para o **sistema E₃**, câmara participante do HIAE, este percentual é de 7,9%, sendo necessária uma verificação de sua estabilidade ao longo do tempo para se averiguar se sua resposta está dentro do limite recomendado pelas normas internacionais de 0,5%.

Tabela 4.13 - Fatores de calibração das câmaras de ionização em termos de dose absorvida no ar - $N_{D,ar}$ [mGy/nC]. Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN com feixes de ^{60}Co

$N_{D,ar}$ [mGy/nC]			
Câmaras de Ionização	Sistemas	Método IV	
		Metodologia	
		A (Exp. 4.8)	B (Exp. 4.10)
Placas Paralelas / PTW [0,055 cm ³]	C	475,79 ⁽¹⁾	475,80 ⁽¹⁾
Placas Paralelas / IPEN [0,056 cm ³]	E ₁	313,34 ⁽¹⁾	313,34 ⁽¹⁾
Placas Paralelas / PTW [0,055 cm ³]	E ₃	462,40 ⁽²⁾	462,40 ⁽²⁾
Placas Paralelas / Holt [1,00 cm ³]	E ₄ ⁽³⁾	26,50 ⁽²⁾	26,50 ⁽²⁾

⁽¹⁾ Com câmara cilíndrica de referência NE do **sistema D**

⁽²⁾ Com câmara cilíndrica de referência NE do **sistema A**

⁽³⁾ A câmara Holt do **sistema E₄** não é impermeável. As medidas com esta câmara foram realizadas num simulador de PMMA, embora a recomendação do protocolo TRS 381 seja de um simulador com o material de poliestireno (semelhante ao material da câmara), não disponível no laboratório.

4.4.2 Calibração em Feixes de Elétrons

A calibração das câmaras de ionização de placas paralelas foi realizada em feixes de elétrons com energia nominal de 16 MeV. Os comportamentos das câmaras de ionização de placas paralelas, dos **sistemas C, E₁, E₃, E₄**, foram comparados com os das câmaras cilíndricas dos **sistemas A e E₂** sem capa de equilíbrio eletrônico, a uma profundidade igual a 2 cm ($D_{máx}$ para este feixe de elétrons, segundo recomendação do protocolo TRS 381^[11]) em um simulador, utilizando os **Métodos II e III** do item 4.4.1. A **Figura 4.6** (item 4.3.3) apresenta um diagrama da montagem experimental utilizada.

Nas **Tabelas 4.14 e 4.15** é possível observar-se os fatores de calibração em termos de dose absorvida no ar das câmaras de ionização de placas paralelas determinados em feixes de elétrons. Comparando-se simultaneamente os **Métodos II e III**, o **sistema C** apresenta uma diferença percentual menor que 0,1% e o **sistema E₃** uma diferença máxima de 0,85%, dependendo do campo e da câmara cilíndrica utilizada para sua análise; se forem utilizados dois tipos diferentes de simuladores, com dimensões diferentes num mesmo campo 10x10 cm², a variação percentual é de 1,15%.

Nos **Métodos II e III** a incerteza máxima associada ao fator de calibração é de 1,8% nas calibrações com câmaras de placas paralelas, que está dentro do limite recomendado pelos protocolos da IAEA^[4,11].

Tabela 4.14 - Fatores de calibração, em termos de dose absorvida no ar, das câmaras de ionização do IPEN determinados em feixes de elétrons num simulador de água da PTW com dimensões de 40x40x40 cm³ (*sistemas B e C*) e de PMMA com dimensões de 30x30x20 cm³ (*sistemas C e E₁*). Medidas realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein- N_{D,ar} [mGy/hC], utilizando os protocolos TRS 277⁽⁴⁾ e 381⁽¹¹⁾ para se obter E_z, conforme *Tabela 3.1*

Câmaras de Ionização	Sistemas	Cones Localizadores [cm ²]	N _{D,ar} [mGy/hC]					
			Método II (em Água)		Método III (em PMMA)			
			TRS 277	TRS 381	TRS 277	TRS 381	TRS 277	TRS 381
Cilíndrica PTW	B	10 x 10 15 x 15	272,06	271,97	NM ⁽¹⁾	NM ⁽¹⁾	NM ⁽¹⁾	NM ⁽¹⁾
			272,61	272,53	NM ⁽¹⁾	NM ⁽¹⁾	NM ⁽¹⁾	NM ⁽¹⁾
Placas Paralelas Markus	C	10 x 10 15 x 15 10 x 10 ⁽²⁾	467,83	466,83	468,06	467,06	467,06	467,06
			468,26	467,26	469,28	468,28	468,28	468,28
			473,21	472,20	---	---	---	---
Placas Paralelas IPEN	E ₁ ⁽³⁾	10 x 10 15 x 15	---	---	317,19	316,51	316,51	
			---	---	318,87	318,19	318,19	

⁽¹⁾ NM - Não medido, pois não possui placa suporte para medidas em simulador sólido

⁽²⁾ Medidas realizadas no simulador de água da IAEA, com dimensões 30x30x30 cm³.

⁽³⁾ A câmara do sistema E₁ não é impermeável

Tabela 4.15 - Fatores de calibração, em termos de dose absorvida no ar, das câmaras de ionização do HIAE determinados em feixes de elétrons num simulador de água da PTW com dimensões de 40x40x40 cm³ (*sistema E₃*) e de PMMA com dimensões de 30x30x20 cm³ (*sistemas E₃* e *E₄*). Medidas realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein- N_{D,ar} [mGy/nC], utilizando os protocolos TRS 277⁽⁴⁾ e 381⁽¹¹⁾ para se obter E_z, conforme *Tabela 3.1*

Câmaras de Ionização	Sistemas	Cones Localizadores [cm ²]	N _{D,ar} [mGy/nC]			
			Método II (em Água)		Método III (em PMMA)	
			TRS 277	TRS 381	TRS 277	TRS 381
Placas Paralelas Markus	E ₃	10 x 10	446,17	445,26	449,97	449,05
		15 x 15	451,17	450,25	448,18	447,27
Placas Paralelas Holt	E ₄ ⁽²⁾	10 x 10	---	---	NM ⁽¹⁾	NM ⁽¹⁾
		15 x 15	---	---	25,60	25,55

⁽¹⁾ NM - Não medido, problemas técnicos

⁽²⁾ A câmara Holt do sistema E₄ não é impermeável. As medidas com esta câmara foram realizadas num simulador de PMMA, embora a recomendação do protocolo TRS 381 seja de um simulador com o material de poliestireno (semelhante ao material da câmara), não disponível no laboratório.

No cálculo das incertezas associadas foram levados em consideração a incerteza do equipamento na calibração do laboratório padrão, os fatores ambientais (temperatura, pressão e umidade relativa do ar), as incertezas no aparelho de leitura experimental, o tempo de estabilidade das câmaras e os fatores de perturbação das câmaras para cada tipo de radiação.

4.4.3 Comparação entre os Métodos de Calibração das Câmaras de Ionização de Placas Paralelas

Os fatores de calibração em termos de dose absorvida no ar das câmaras de ionização de placas paralelas determinados em feixes de radiação gama de ^{60}Co pelos **Métodos I, II, III e IV** num campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (item 4.4.1) e em feixes de elétrons pelos **Métodos II e III** nos campos 10×10 e $15 \times 15 \text{ cm}^2$ podem ser analisados na **Tabela 4.16**. Nesta tabela somente foram adotados os valores referentes ao protocolo TRS 277^[4], isto é, valores calculados para $E_z = 12 \text{ MeV}$ e P_s obtido pelo gráfico de SEFM^[8].

Tomando-se a razão entre os fatores de calibração para a radiação gama e para elétrons, tem-se uma forma fácil de se observar a concordância entre os **Métodos II e III** empregados; estão apresentados na **Tabela 4.17**. Verifica-se uma variação menor que 2% entre estes fatores.

Os resultados deste estudo estão perfeitamente dentro do que as recomendações internacionais sugerem para uma calibração deste tipo de câmara e em relação à incerteza total associada ao fator de calibração da câmara, tanto em termos de dose absorvida no ar em feixes de radiação gama de ^{60}Co como de elétrons, em termos de dose absorvida na água.

Tabela 4.16 - Fatores de calibração, em termos de dose absorvida no ar, das câmaras de ionização de placas paralelas, determinados em feixes de radiação de ^{60}Co e de elétrons - $N_{D,Ar}$ [mGy/hC] nos simuladores de água (*sistemas C e E₃*) e de PMMA (*sistemas E₁, E₃ e E₄*), conforme **Tabela 4.6**.

Câmaras de Ionização de Placas Paralelas	Sistemas	^{60}Co						Elétrons		
		Método I	Método II	Método III	Método IV	Método II (em Água)		Método III (em PMMA)		
		[Ar] ⁽¹⁾	[Água]	[PMMA]		10 x 10 cm ²	15 x 15 cm ²	10 x 10 cm ²	15 x 15 cm ²	
PTW / Markus	C	473,61	473,27	473,52	475,79	467,83	468,26	468,06	469,28	
						473,21 ⁽²⁾	---	---	---	
IPEN	E ₁ ⁽³⁾	316,05	---	312,71	313,34	---	---	317,19	318,87	
PTW / Markus	E ₃	428,70	448,46	439,05	462,40	452,35	457,38	455,84	454,59	
HOLT	E ₄ ^(3,4)	---	---	25,91	26,50	---	---	25,76	25,84	

(1) Com uma capa de equilíbrio eletrônico de 0,5 g/cm²

(2) Medidas realizadas no simulador de água da IAEA, com dimensões 30x30x30 cm³.

(3) As câmaras dos *sistemas E₁ e E₄* não são impermeáveis

(4) A câmara não possui capa de equilíbrio eletrônico de 0,5 g/cm²

Tabela 4.17 - Razões entre os fatores de calibração das câmaras de placas paralelas em feixes de ^{60}Co e elétrons em comparação com a câmara cilíndrica do **sistema A** nos simuladores de água (**sistemas C e E₃**) e de PMMA (**sistemas C, E₁, E₃ e E₄**), conforme **Tabela 4.6**.

Câmaras de Ionização	Sistemas	Câmara cilíndrica NE de referência (sistema A)	
		Método II (em Água)	Método III (em PMMA)
Placas Paralelas Markus	C	1,012 1,000 ⁽¹⁾	1,012 —
Placas Paralelas IPEN	E ₁	—	0,986
Placas Paralelas Markus	E ₃	1,005	0,976
Placas Paralelas Holt	E ₄ ⁽²⁾	—	1,006

⁽¹⁾ Medidas realizadas no simulador de água da IAEA, com dimensões 30x30x30 cm³.

⁽²⁾ A câmara Holt do **sistema E₄** não é impermeável. As medidas com esta câmara foram realizadas num simulador de PMMA, embora a recomendação do protocolo TRS 381 seja de um simulador com o material de poliestireno (semelhante ao material da câmara), não disponível no laboratório.

4.4.4 Determinação da Dose Absorvida numa Profundidade de Referência usando Câmaras de Placas Paralelas em Feixes de Elétrons

Segundo o protocolo internacional TRS 381^[11], pode-se obter a dose absorvida em feixes de elétrons do usuário com energia nominal maior ou igual a 15 MeV por meio de três metodologias:

1ª Metodologia: Determinar a dose absorvida em feixes de elétrons do usuário numa profundidade de referência num simulador de água (ou PMMA) usando a câmara de placas paralelas calibrada em termos de dose absorvida no ar ($N_{D,ar}^{PP}$) pela intercomparação com uma câmara cilíndrica de referência de trabalho num simulador em feixes de elétrons; a câmara cilíndrica de referência de trabalho tem um fator de calibração $N_{D,ar}^{Ref}$ conhecido, determinado em feixes de ^{60}Co .

A **Figura 4.8** representa a sequência de calibração de uma câmara de placas paralelas, como descrito na **1ª Metodologia**.

A **Tabela 4.8** (item 4.4) apresenta os resultados obtidos por esta metodologia, onde a incerteza total máxima associada ao fator de calibração de dose absorvida foi estimada em 3,2% nas calibrações com câmaras de placas paralelas, estando dentro do limite de incerteza recomendado pelo protocolo da IAEA^[11].

2ª Metodologia: Determinar a dose absorvida em feixes de elétrons do usuário numa profundidade de referência num simulador de água (ou PMMA) usando a câmara de placas paralelas calibrada pela intercomparação com uma câmara cilíndrica de referência de trabalho num simulador em feixes de ^{60}Co ; a câmara cilíndrica de referência de trabalho tem um fator de calibração $N_{D,ar}^{Ref}$ conhecido, determinado em feixes de ^{60}Co .

A **Figura 4.9** representa a sequência de calibração de uma câmara de placas paralelas, como descrito na **2ª Metodologia**.

A **Tabela 4.18** apresenta os resultados obtidos por esta metodologia, onde a incerteza total máxima associada ao fator de calibração de dose absorvida na água foi de 3,4% nas calibrações com câmaras de placas paralelas, estando dentro do limite de incerteza recomendado pelo protocolo da IAEA^[11].

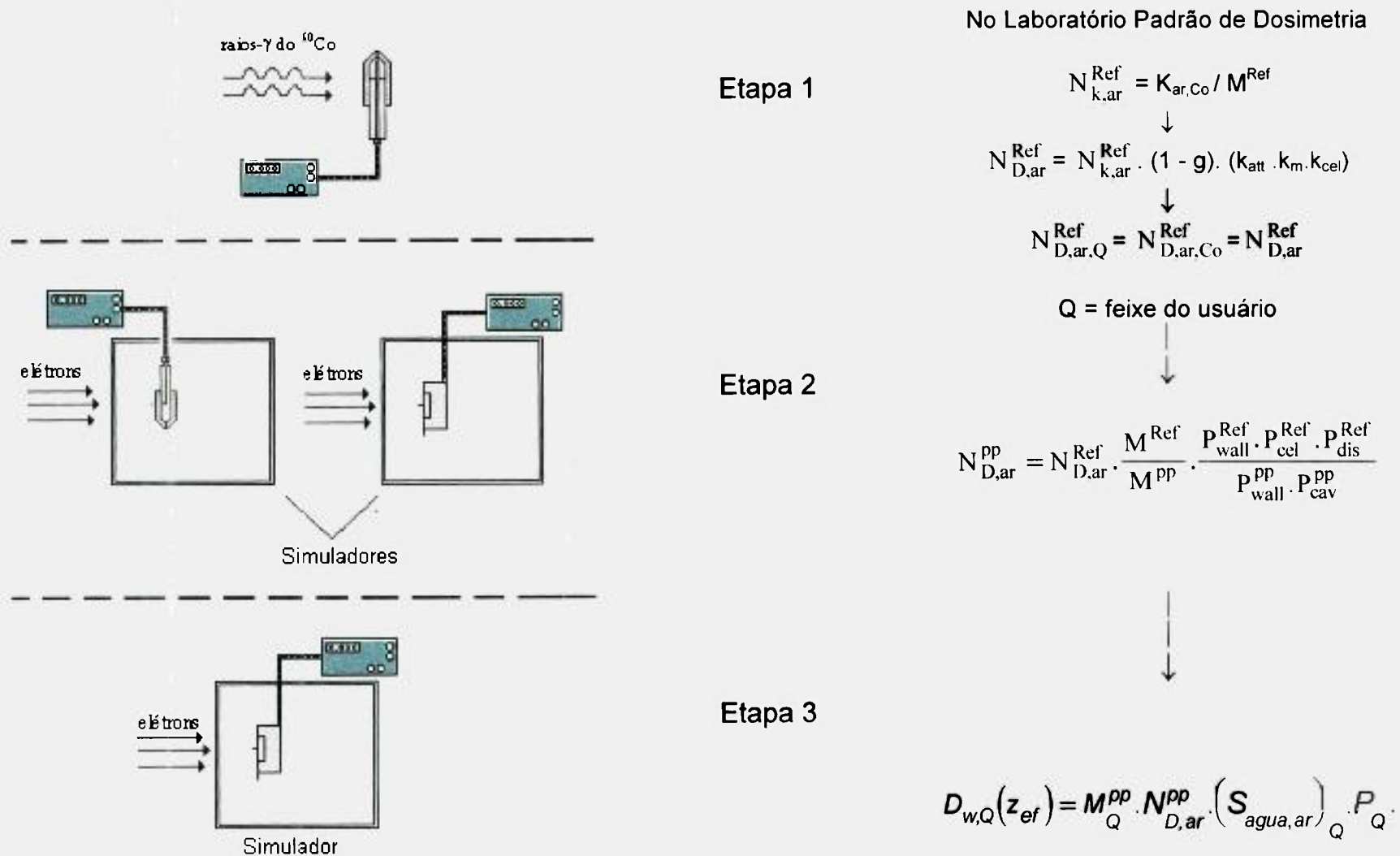


Figura 4.8 - Sequência de calibração de uma câmara de placas paralelas como descrito na **1ª Metodologia**, para a determinação da dose absorvida na água em feixes de elétrons. Os parâmetros das Etapas 1, 2 e 3 foram definidos nos itens 4.4, 4.4.1 e 2.7.3, respectivamente.

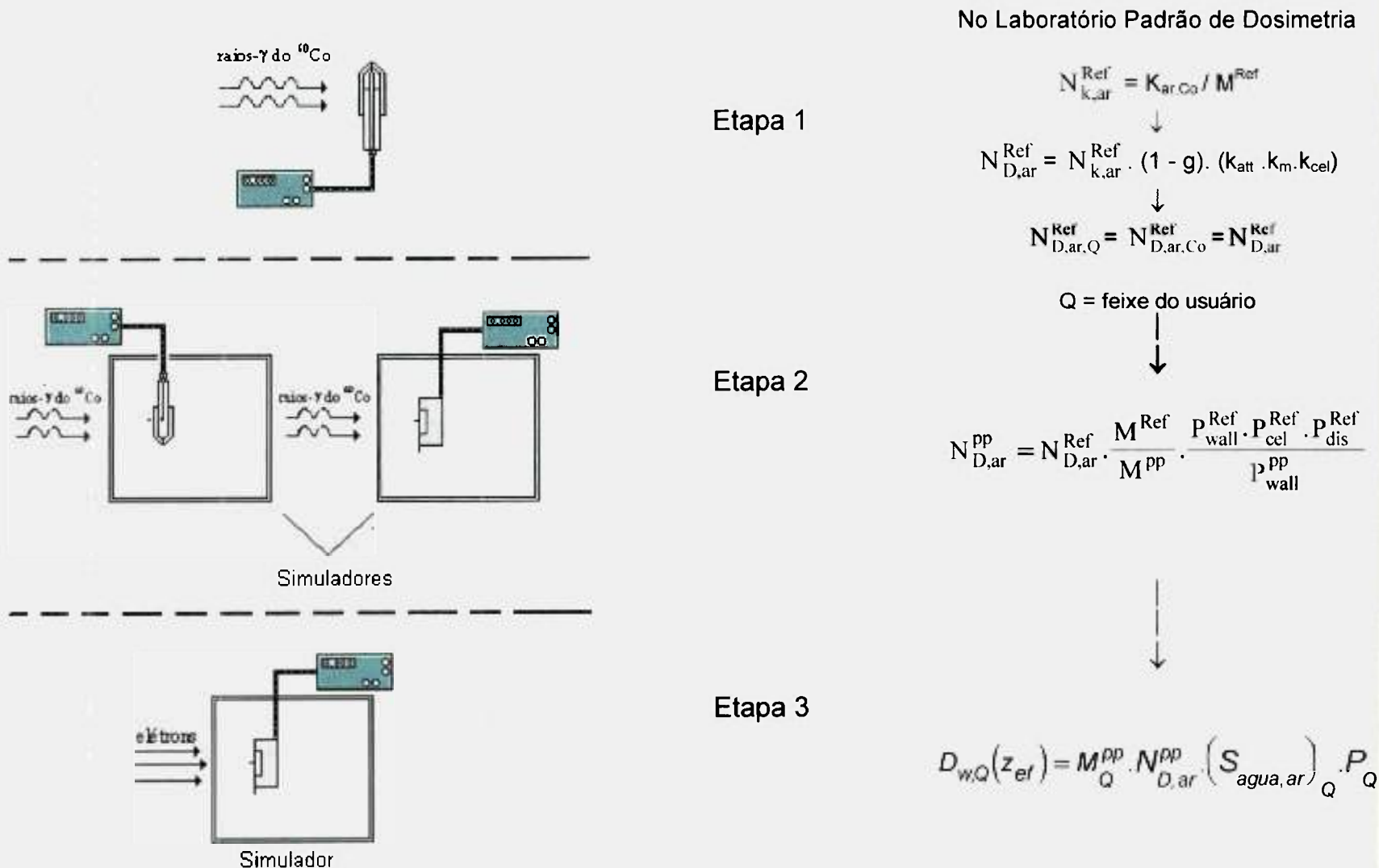


Figura 4.9 - Sequência de calibração para uma câmara de placas paralelas como descrito na **2ª Metodologia**, para a determinação da dose absorvida na água em feixes de elétrons. Os parâmetros das Etapas 1, 2 e 3 foram definidos nos itens 4.4, 4.4.1 e 2.7.3, respectivamente.

Tabela 4.18 - Dose absorvida em feixes de elétrons em simuladores de água da PTW com dimensões de 40x40x40 cm³ (**sistemas A, C, E₂ e E₃**) e de PMMA com dimensões de 30x30x20 cm³ (**sistemas A, C, E₁, E₂, E₃ e E₄**) com um cone localizador de 10x10 cm², com o fator $N_{D,ar}^{pp}$ obtido pelo feixe de radiação de ⁶⁰Co. Medidas realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein, utilizando os protocolos TRS 277⁽¹⁾ e 381⁽¹⁾ para se obter E_z, conforme **Tabela 3.1**

Câmaras de Ionização	Sistemas	D_{corr} [Gy]			
		Método II (em Água)		Método III (em PMMA)	
		TRS 277	TRS 381	TRS 277	
Cilíndrica NE	A	1,056	1,062	1,066	1,072
Placas Paralelas Markus	C	1,047	1,047	1,051	1,052
		1,057 ⁽¹⁾	1,056 ⁽¹⁾	---	---
Placas Paralelas IPEN	E ₁ ⁽²⁾	---	---	1,029	1,023
Cilíndrica PTW	E ₂	1,044	1,044	1,043	1,043
Placas Paralelas Markus	E ₃	1,027	1,027	1,001	1,001
Placas Paralelas Holt	E ₄ ⁽²⁾	---	---	1,050	1,050

⁽¹⁾ Medidas realizadas no simulador de água da IAEA, com dimensões 30x30x30 cm³.

⁽²⁾ As câmaras dos **sistemas E₁** e **E₄** não são impermeáveis

As medidas com a câmara Holt do sistema E₄ foram realizadas num simulador de PMMA, embora a recomendação do protocolo TRS 381 seja de um simulador com o material de poliestireno (semelhante ao material da câmara), não disponível no laboratório.

Comparando-se os dados obtidos de taxa de dose absorvida com diferentes câmaras, pode-se notar uma variação máxima de 2,7% em água e 6,1% em PMMA, observando-se que o efeito de retroespalhamento no simulador sólido é mais significativo. Como mostra o trabalho de Andreo^[12], ainda há necessidade de se estudar qual o melhor valor do fator h_m que corrige a fluência dos elétrons, devido à troca do material do simulador.

3ª Metodologia: Determinar a dose absorvida em feixes de elétrons do usuário numa profundidade de referência num simulador de água (ou PMMA) usando a câmara de placas paralelas calibrada em termos de kerma no ar (N_k^{pp}) pela intercomparação com uma câmara cilíndrica de referência com o fator de calibração N_k^{Ref} conhecido, determinado numa calibração em ar livre com feixes de ^{60}Co . Por meio de cálculos, obtém-se o fator de calibração em termos de dose absorvida no ar ($N_{D,ar}^{pp}$).

A **Figura 4.10** representa a sequência de calibração de uma câmara de placas paralelas, como descrito na **3ª Metodologia**.

A **Tabela 4.19** apresenta os resultados obtidos por esta metodologia, onde a incerteza total máxima associada ao fator de calibração de dose absorvida foi estimada em 3,5% nas calibrações com câmaras de placas paralelas, estando dentro do limite de incerteza recomendado pelo protocolo da IAEA^[11].

No Laboratório Padrão de Dosimetria

$$N_{k,ar}^{Ref} = K_{ar,Co} / M^{Ref}$$



Etapa 1

$$N_k^{pp} = N_k^{Ref} \cdot [M^{Ref} / M^{pp}]$$



Por meio de cálculos, tem-se

$$N_{D,ar,Co}^{pp} = N_k^{pp} \cdot (1 - g) \cdot (k_{att} \cdot k_m)^{pp}$$

Etapa 2

$$N_{D,ar,Q}^{pp} = N_{D,ar,Co}^{pp} = N_{D,ar}^{pp}$$

Q = feixe do usuário



Etapa 3

$$D_{wQ}(z_{ef}) = M_Q^{pp} \cdot N_{D,ar}^{pp} \cdot (S_{agua,ar})_Q \cdot P_Q$$

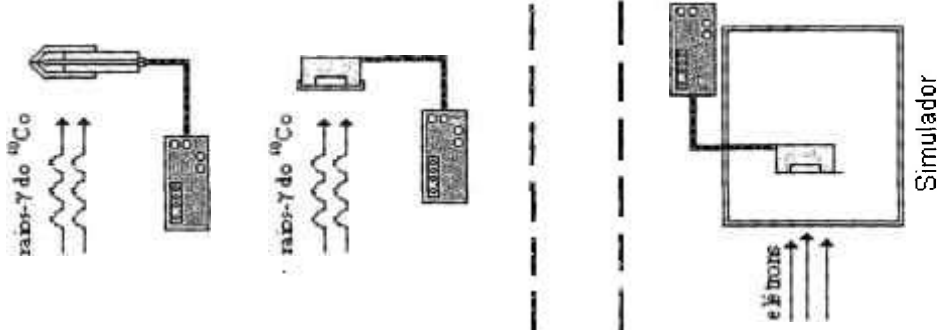


Figura 4.10 - Sequência de calibração de uma câmara de placas paralelas como descrito na 3ª Metodologia, para a determinação da dose absorvida na água em feixes de elétrons. Os parâmetros das Etapas 1, 2 e 3 foram definidos nos itens 4.4.1 e 2.7.3, respectivamente

Tabela 4.19 - Dose absorvida em feixes de elétrons em simuladores de água da PTW com dimensões de 40x40x40 cm³ (**sistemas A, B, C, E₂ e E₃**) e de PMMA com dimensões de 30x30x20 cm³ (**sistemas A, B, C, E₁, E₂, E₃ e E₄**) num campo 10x10 cm², com o fator $N_{D,ar}^{pp}$ obtido pelo feixe de radiação de ⁶⁰Co. Medidas realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein, utilizando os protocolos TRS 277⁽¹⁾ e 381⁽¹⁾ para se obter E_z, conforme **Tabela 3.1**

Câmaras de Ionização	Sistemas	D_{corr} [Gy]			
		Método II (em Água)		Método III (em PMMA)	
		TRS 277	TRS 381	TRS 277	TRS 381
Cilíndrica NE	A	1,042	1,042	1,045	1,045
Cilíndrica PTW	B	1,030	1,030	NM ⁽¹⁾	NM ⁽¹⁾
Placas Paralelas Markus	C	1,048	1,048	1,051	1,051
		1,058 ⁽²⁾	1,056 ⁽²⁾	---	---
Placas Paralelas IPEN	E ₁ ⁽³⁾	---	---	1,040	1,040
		---	---	---	---
Cilíndrica PTW	E ₂	1,014	1,014	1,020	1,020
Placas Paralelas Markus	E ₃	0,982	0,982	0,978	0,978
Placas Paralelas Holt	E ₄ ⁽³⁾	---	---	1,073	1,073

⁽¹⁾ NM - Não medido, pois não possui placa suporte para medidas em simulador sólido

⁽²⁾ Medidas realizadas no simulador de água da IAEA, com dimensões 30x30x30 cm³.

⁽³⁾ As câmaras dos **sistemas E₁ e E₄**, não são impermeáveis

Pela Tabela 4.19, nota-se que os valores obtidos com o sistema E₃ não está condizente com os demais sistemas. A variação máxima entre os outros sistemas é de 3,2%.

Ao se comparar os resultados obtidos com simuladores de água com dimensões diferentes, sendo um da IAEA e outro da PTW, tem-se uma variação menor que 1,0%.

A análise do sistema E₄, na Tabela 4.19, foi realizada com o fator de calibração $N_{D,ar}^{PP}$, obtido na calibração em feixes de radiação gama de ⁶⁰Co pelo Método IV, já que essa câmara não possui capa de equilíbrio eletrônico para calibrá-la pelo Método I; mostrou uma variação percentual de 2,1% em comparação com os outros sistemas.

5. CONCLUSÕES

Segundo as recomendações internacionais, antes da calibração de instrumentos, deve-se verificar se os arranjos experimentais e os sistemas de medidas estão em boas condições de funcionamento, e se os resultados das medidas estão dentro dos limites de variação recomendados. Com este intuito, tanto os feixes de radiação gama e de elétrons como as câmaras de ionização utilizadas neste estudo foram submetidas a testes de qualificação técnica e operacionais, antes dos experimentos relativos à calibração.

Estes testes incluem os testes de estabilidade, fuga de corrente, eficiência de coleção de íons, efeito de polaridade e dependência energética, onde os resultados apresentados foram satisfatórios e dentro dos limites de variação máxima estabelecidos para estes tipos de câmaras de ionização.

Nas avaliações da eficiência de coleção de íons e do efeito de polaridade observou-se a necessidade de que os eletrômetros possuam pelo menos duas tensões e duas polaridades. Se o eletrômetro não possuir estas características será impossível ao usuário realizar a dosimetria de feixes de elétrons com câmaras de ionização de placas paralelas utilizando os procedimentos das recomendações internacionais.

Para a calibração de dosímetros clínicos utilizando câmaras de ionização de placas paralelas, segundo os protocolos internacionais, foram realizadas várias investigações para se estabelecer um procedimento para a determinação do fator de calibração em termos de dose absorvida no ar. Todos os métodos de calibração de câmaras de ionização de placas paralelas utilizadas nos procedimentos de dosimetria de feixes de elétrons

de energias altas (aceleradores clínicos) apresentados e testados neste trabalho mostraram-se viáveis e dentro dos limites estabelecidos pelas normas internacionais.

Dentro do que foi proposto e testado neste trabalho, o procedimento de calibração de câmaras de placas paralelas no ar com feixes de radiação gama de ^{60}Co apresentou um bom resultado com uma incerteza máxima associada de 2,7%.

Entretanto, o método de calibração em feixes de radiação gama de ^{60}Co na água, numa profundidade de referência de 5 cm, em água apresentou resultados ainda melhores, devido à atenuação do retroespalhamento neste procedimento. Neste caso a incerteza total máxima associada ao fator de calibração em termos de dose absorvida no ar foi de 2,5% nas calibrações com este tipo de câmara, mostrando-se a viabilidade de estabelecer este procedimento de calibração no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN.

Os resultados mostraram que o simulador de água pode ser substituído pelo simulador sólido quando a câmara de placas paralelas não for impermeável. Neste caso, os materiais da câmara e do simulador deverão ser idênticos, para se diminuir a contribuição do retroespalhamento.

Neste trabalho foram apresentadas propostas de um procedimento de calibração, de um certificado de calibração e de folhas de dados.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Klevenhagen, S.C. *Physics of Electron Beam Therapy*. Adam Hilger Ltd, Bristol, 1985.
- [2] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. *Med. Phys.*, v.10, p.741-771, 1983.
- [3] HOSPITAL PHYSICISTS ASSOCIATION. Code of practice for electron beam dosimetry in radiotherapy. *Phys. Med. Biol.*, v.30, p.1169-1194, 1985.
- [4] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Absorbed dose determination in photon and electron beams . An international code of practice*. IAEA, Vienna, 1987 (Technical Reports Series No. 277).
- [5] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Radiation dosimetry: Electron beams with energies between 1 and 50 MeV*. Bethesda, Maryland, 1984 (ICRU - Report 35).
- [6] NORDIC ASSOCIATION OF CLINICAL PHYSICS. Procedures in external radiation therapy with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 MeV. *Acta Radiol. Oncol.*, v.19, p.55-79, 1980.
- [7] NORDIC ASSOCIATION OF CLINICAL PHYSICS. Electron beams with mean energies at the phantom surface below 15 MeV. *Acta Radiol. Oncol.*, v.20, p.401-415, 1981.

- [8] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA. *Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos*. SEFM, Madrid, Spain, 1984 (Publicación n.1).
- [9] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA. *Suplemento al documento procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos*. SEFM, Madrid, Spain, 1987 (Publicación n.2).
- [10] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Review of data and methods recommended in the international code of practice: IAEA Technical Reports Series No. 277, absorbed dose determination in photon and electron beams*. 1996 (IAEA, TEC-DOC-897).
- [11] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *The use of plane parallel ionization chambers in high energy electron and photon beams. An international code of practice for dosimetry*. IAEA, Vienna, 1997 (Technical Reports Series No. 381).
- [12] ANDREO, P. *Dose determination with plane-parallel ionization chambers in therapeutic electron and photon beams*. *SSDL - Newsletters* 40, p.4-16, 1999.
- [13] KUBO, H. N_{gas} values of the memorial parallel-plate chambers determined in ^{60}Co and high-energy electron beams. *Med. Phys.*, v.18(4), p.749-752, 1991.
- [14] ANDREO, P.; LINDBORG, L.; MEDIN, J. On the calibration of plane-parallel ionization chambers using ^{60}Co beams. *Med. Phys.*, v.18(2), p.326-327, 1991.

- [15] ANDREO,P.; RODRIGUES,L.N.; LINDBORG,L.; KRAEPELIENS, T. On the calibration of plane-parallel ionization chambers for electron beam dosimetry. *Phys. Med. Biol.*, v.37, p.1147-1165, 1992.
- [16] HAVERCROFT,J.M.; KLEVENHAGEN,S.C. Ion recombination corrections for plane-parallel and thimble chambers in electron and photon radiation. *Phys. Med. Biol.*, v.38, p.25-38, 1993.
- [17] LAITANO,R.F.; GUERRA,A.S.; PIMPINELLA,M.; NYSTRÖM,H.; KARISSON,M.; SVENSSON,H. Correction factors for calibration of plane-parallel ionization chambers with a ^{60}Co gamma-ray beam. *Phys. Med. Biol.*, v.38, p.39-54, 1993.
- [18] NYSTRÖM,H.; KARLSSON,M. Correction factors applied to plane-parallel ionization chambers. *Phys. Med. Biol.*, v.38, p.311-322, 1993.
- [19] MURALI,V.; MEENASKSHI,S.; LAKSHMANAM,A.V. Comparison of the calibration factor N_{gas} for a plane-parallel ionization chambers determined in ^{60}Co and high-energy electron beams. *Phys. Med. Biol.*, v.39, p.1503-1507, 1993.
- [20] HAVERCROFT,J.M.; KLEVENHAGEN,S.C. Polarity effect of plane-parallel ionization chambers in electron radiation, *Phys. Med. Biol.*, v.39, p.299-304, 1994.
- [21] TAKATA,N. Ion loss due to initial recombination in a parallel-plane cavity ionization chamber. *Phys. Med. Biol.*, v.39, p.1037-1046, 1994.
- [22] MA,C.M.; KNIGHT,R.T.; NAHUM,A.E.; MAYLES, W.P.M. An investigation of the response of a simple design of plane-parallel chamber. *Phys. Med. Biol.*, v.38, p.1593-1608, 1994.
- [23] ALMOND,P.R.; ATTIX,F.H.; HUMPHRIES,L.J.; KUBO,H.; NATH,R.; GOETSCH,S.; ROGERS,D. W.O. The calibration and use of plane-parallel ionization chambers for dosimetry of electron beams: An extension of the 1993 AAPM protocol report of AAPM radiation therapy committee task group No. 39. *Med. Phys.*, v.21(8), p.1251-1260, 1994.

- [24] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Radiation quantities and units**. Bethesda, Maryland, 1980 (ICRU - Report 33).
- [25] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Manual de dosimetría en radioterapia**. IAEA, Vienna, 1971 (Technical Reports Series No. 110).
- [26] JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R. **The physics of radiology**. Springfield, Illinois, 4th ed., 1983.
- [27] ATTIX, F.H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. Ionization chambers, p.292-343; Dosimetry and calibration of photon and electron beams with cavity ion chambers, p.346-388. John Wiley & Sons Inc, Madison, Wisconsin, 1986.
- [28] BOAG, J.W. Ionization chambers. In: KASE, K.R.; BJÄRNGÅRD, B. E.; ATTIX, F.H. (Eds.). **The dosimetry of ionizing radiation**. Academic Press, New York, N.Y., 1987.
- [29] ROESCH, W.C.; ATTIX, F.H. Basic concepts of dosimetry. In: Attix, F.H.; ROESCH, W.C. (Eds.) **Radiation dosimetry** Academic Press, New York, N.Y., 2nd ed., v.1, p.2-41, 1987.
- [30] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of dosemeters used in radiotherapy**. IAEA, Vienna, 1994 (Technical Reports Series No. 374).
- [31] KEITHLEY INSTRUMENTS INC. **Electrometer measurements** revised 2nd ed., Keithley Instruments INC., OHIO, USA, 1977.
- [32] LOPES PUENTE, E. **Eletrômetros**. São Paulo, Instituto de Energia Atômica, 1976 (IAE-Inf.52).
- [33] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of dose meters used in radiotherapy**. IAEA, Vienna, 1979 (Technical Reports Series No. 185).

- [34] SILVA, T.A. **Comparação experimental entre fatores de calibração totais e fatores de calibração de componentes de dosímetros de referência usados nos laboratórios de dosimetria de padronização secundária**. R.J.: 1981 Dissertação (Mestrado), Universidade Federal do Rio de Janeiro.
- [35] CALDAS, L.V.E.; ALBUQUERQUE, M.P.P.; XAVIER, M. Calibration techniques for components of clinical dosimeters. *Appl. Radiat. Isot.*, v.45(1), p.31-33, 1994.
- [36] KHAN, F.M. **The physics of radiation therapy**. Baltimore, USA, Willians & Wilkins, 1994.
- [37] BRAHME, A.; SVENSSON, H. Specification of electron beam quality from the central-axis depth absorbed-dose distribution. *Med. Phys.*, v.3, p.95-102, 1976.
- [38] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. Clinical electron-beam dosimetry: Report of AAPM radiation therapy committee task group No. 25. *Med. Phys.*, v.18, p.73-109, 1991.
- [39] SOUZA, C.N. **Desenvolvimento de um sistema dosimétrico para feixes de elétrons de energias altas**. São Paulo: 1994 Tese (Doutorado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/CNEN.
- [40] BOAG, J.W. Ionization Chambers. In: ATTIX, F.H.; ROESCH, W; TOCHILIN, E. (Eds.) **Radiation dosimetry**. Academic Press, New York, N.Y., v.2, 1966.
- [41] CUNNINGHAM, J.R.; SONTAG, M.C. Displacement correction used in absorbed dose determination. *Med. Phys.*, v.7, p.672-676, 1980.
- [42] DUTREIX, J.; DUTREIX, A. Etude comparée d'une série de chambres d'ionisation dans des faisceaux d'électrons de 20 et 10 MeV. *Biophysik*, v.3, p.249-253, 1986.

- [43] SKAGGS,L.S. Depth dose of electrons from the betatron. *Radiology*, v.53, p.868-874, 1949.
- [44] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. *Stopping powers for use with cavity chambers*. National Bureau of Standards. Report 27, 1961.
- [45] COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. *Requisitos de radioproteção e segurança para serviços de radioterapia*. 1990 (CNEN - NE - 3.06).
- [46] MATTSSON,L.O.; JOHANSSON,K-A.; SVENSSON,H. Calibration and use of plane-parallel ionization chambers for the determination of absorbed dose in electron beams. *Acta Radiol. Oncol.*, v.20, p.385-399, 1981.
- [47] ATTIX,F.H. A proposal for the calibration of plane-parallel ion chamber by accredited dosimetry calibration laboratories. *Med. Phys.*, v.17, p.931-933, 1990.
- [48] INSTRUCTION MANUAL FOR MARKUS-CHAMBERS TYPE 23343. PTW (Physikalisch - Technische Werkstätten Dr.Pychlau), Freiburg im Breisgau, 1995.
- [49] PYCHLAU, P.; SCHÜLE, E. The exposure rate of a radioactive check device. *Phys. Med. Biol.*, v.31(11), p.1291-1293, 1986.
- [50] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Radiation dosimetry: Electron beams with energies between 1 and 60 MeV*. Bethesda, Maryland, 1976 (ICRU Report 24).
- [51] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Measurement of absorbed dose in a phantom irradiated by a single beam of X or gamma rays*. Bethesda, Maryland, 1973 (ICRU Report 23).

- [52] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Standard Medical Electrical Equipment Dosimeters with Ionization Chambers as used in Radiotherapy.** Geneva, 1982 (IEC-731-82).
- [53] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Controle da qualidade de dosímetros clínicos.** Rio de Janeiro, 1985 (ABNT 20:02.007-001).
- [54] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Physical characterization of ^{60}Co radiation beams:** Interregional training course on dosimetry - administrado por M.Sc. E.R. Cecatti; M.Sc. R. Di Prinzio, Instituto de Radioproteção e Dosimetria/CNEN, Rio de Janeiro, 23 October - 16 November/1984.
- [55] BOAG, J.W.; CURRANT, J. Current collection and ionic recombination in small cylindrical ionization chambers exposed to pulsed radiation. *Brit. J. Radiol.*, v.53, p.471-478, 1980.
- [56] BOAG, J.W. Ionization measurements at very high intensities. in: Pulsed radiation beams. *Brit. J. Radiol.*, v.23, p.601, 1950.
- [57] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **The dosimetry of pulsed radiation.** Bethesda, Maryland, 1982 (ICRU Report 34).
- [58] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. **Dosimetry of X-ray and gamma-ray beams for radiation therapy in energy range 1 and 50 MeV.** Bethesda, 1982 (NCRP Report 69).
- [59] CONERE, T.J.; BOAG, J.W. The collection efficiency of an ionization chamber in a pulsed and magnetically swept electron beam: Limits of validity of the two-voltage technique. *Med. Phys.*, v.11(4), p.465-468, 1984.

- [60] CAMPOS,L.L.; CALDAS,L.V.E. Induced effects in ionization chambers cables for photon and electron irradiation. *Med. Phys.*, v.18, p.522-526, 1991.
- [61] CAMPOS,L.L.; CALDAS,L.V.E. Absorbed dose dependence of correction factors for ionization chamber cable irradiation effects. *Phys. Med. Biol.*, v.36, p.339-344, 1991.
- [62] AGET,H.; ROSENWALD,J. Polarity effect for various ion chambers with multiple irradiation conditions in electron beams. *Med. Phys.*, v.18, p.67-75, 1991.
- [63] DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG. *Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen-und Elektronenstrahlung - Ionisationsdosimetrie*. Deutsches Norm DIN 6800, Teil 2, Berlin, 1996.

ANEXOS

Anexo 1. Proposta de Procedimento de Calibração

Num procedimento de calibração de dosímetros clínicos utilizados em radioterapia, segundo as recomendações da IAEA, antes da calibração de instrumentos, há a necessidade de se verificar se os sistemas de medidas estão em boas condições de funcionamento, e se os resultados das medidas representados estão dentro dos limites de variação recomendados. Esta verificação é feita por meio da realização de testes de qualificação técnica, chamados de testes de controle das câmaras de ionização.

Os testes de controle realizados são: teste de estabilidade a curto prazo e teste de corrente de fuga. Estes testes são realizados com o auxílio das fontes radioativas de controle (conforme item 4.2.1), e seus dados experimentais obtidos devem ser registrados num formulário próprio, como o **Modelo 1** sugerido neste trabalho, e arquivado adequadamente.

Estando os dosímetros clínicos em condições de medidas, o segundo passo é a calibração pelo *método de substituição* em feixes de radiação gama de ^{60}Co , onde o fator de calibração é determinado por meio

da comparação das medidas obtidas com os instrumentos a serem calibrados e aquelas obtidas com sistemas de referência, pertencentes ao laboratório de calibração, utilizando a metodologia da calibração em feixes de radiação gama de ^{60}Co num simulador de água.

Seguir as etapas:

- 1) Posicionar as câmaras de ionização de referência e de placas paralelas, alternadamente, no interior do simulador de água numa profundidade de referência para o ^{60}Co , com seu ponto efetivo perpendicular ao eixo central do feixe de radiação e no centro do campo de radiação;
- 2) Conectar a câmara ao eletrômetro devidamente polarizada, deixando o sistema de medida um período de 30 minutos para as estabilizações elétrica e ambiental, antes da irradiação;
- 3) Pré-irradiar a câmara com $25,75 \text{ mC.kg}^{-1}$ ($\sim 100 \text{ R}$) a fim de garantir a estabilidade e eliminar as possíveis cargas acumuladas no sistema;
- 4) O fator de calibração é obtido após:
 - i) Realizar 5 medidas (M) com cada câmara no feixe de radiação gama de ^{60}Co , em duas tensões de polarização $V_1 = 100\%$ e $V_2 = 50\%$ da tensão do instrumento de medida, obtendo-se as leituras M_{100} e M_{50} ; os dados experimentais obtidos devem ser registrados num formulário próprio, como os **Modelos 2 e 3**;
 - ii) Obter a média (M_d), o desvio padrão (s) e o coeficiente de variação ($s\%$) das medidas para cada tensão;
 - iii) Dividir o valor da média (M_d) pelo tempo de exposição da câmara ao feixe de radiação gama (Δt);
 - iv) Calcular o fator de correção ($F_{T,p}$) para condições normais de temperatura (T_1) e pressão (p_1) pela expressão:

$$F_{T,p} = \frac{1013,25}{p_1} \cdot \frac{273,15 + T_1}{273,15 + 20} ;$$

v) Fazer a correção de polarização, por meio do cálculo do fator de correção de recombinação de íons (P_s), pelo método de “duas tensões”: $\frac{\overline{M}_{100}}{\overline{M}_{50}}$ e $\frac{V_1}{V_2}$; utilizando a curva do TRS 277^[4] para radiação

gama do ^{60}Co , obtendo-se P_s ;

vi) Fazer a correção da leitura do eletrômetro pela expressão:

$$M = \overline{M}_{100} \cdot F_{T,p} \cdot P_s ;$$

vii) Calcular o fator de calibração em feixes de radiação gama do ^{60}Co com a câmara de placas paralelas num simulador de água:

$$N_{D,ar}^{pp} = N_{D,ar}^{cil} \cdot \frac{M^{cil}}{M^{pp}} \cdot \frac{P_{wall}^{cil} \cdot P_{cel}^{cil} \cdot P_{dis}^{cil}}{P_{wall}^{pp}}$$

onde:

$$P_{parede}^{cil} = \frac{\alpha \cdot S_{parede,ar} \cdot (\mu_{en}/\rho)_{med,parede} + \tau \cdot S_{capa,ar} \cdot (\mu_{en}/\rho)_{med,capa} + (1 - \alpha - \tau) \cdot S_{med,ar}}{S_{med,ar}}$$

$$\alpha (t_{parede}) = 1 - e^{-11,88 \cdot t_{parede}}$$

onde: t_{parede} e t_{capa} são espessuras da parede

$$\tau (t_{capa}) = e^{-11,88 \cdot t_{parede}} \cdot (1 - e^{-11,88 \cdot t_{capa}})$$

e capa de proteção, respectivamente

$S_{med,ar}$ e $(\mu_{en}/\rho)_{med,ar}$ é dado na Tabela I

P_{cel}^{cil} é dado na Tabela II

$P_{dis}^{cil} = 1 - 0,004 \cdot r$; onde r é o raio interno da câmara de referência em mm

P_{wall}^{pp} é dado na Tabela III

M^{Ref} e M^{pp} : ($M = \overline{M}_o \cdot f_{T,p} \cdot k_h \cdot P_s$) - leituras das câmaras de ionização cilíndrica e de placas paralelas respectivamente, corrigidas para efeitos de referência ambientais ($F_{T,p}$): pressão, temperatura e umidade relativa do ar (k_h); e para o efeito de correção da recombinação (P_s)¹;

¹ P_s pode ser obtido por meio de dois protocolos: pelo TRS 277^[4] onde se tem a curva de SEFM^[8] e pelo

$$\text{DIN}^{[63]} \text{ pela expressão: } P_s = \left[\left(\frac{V_1}{V_2} \right)^2 - 1 / \left(\frac{V_1}{V_2} \right)^2 \left(\frac{V_1}{V_2} \right) \right]$$

Modelo 2:



CALIBRAÇÃO DE DOSÍMETROS
CLÍNICOS COM ⁶⁰Co
Simulador de Água

ORDEM: _____
DATA: / /

DOSÍMETRO DE REFERÊNCIA:

INSTITUTO: _____
ELETRÔMETRO : _____ - mod.: _____ Série : _____
CÂMARA : _____ - mod.: _____ Série : _____
ESCALA : _____ POL. CÂMARA : _____
DISTÂNCIA FONTE-DETECTOR (DFD) : _____ cm CAMPO : _____ cm²

V =			V =		
Leitura (ue)	Tempo (s)	Taxa de Leitura (ue.min ⁻¹)	Leitura (ue)	Tempo (s)	Taxa de Leitura (ue.min ⁻¹)
		N =			N =
		\bar{X} =			\bar{X} =
		$L = \frac{L}{t} \cdot 60$			$L = \frac{L}{t} \cdot 60$
		L =			L =

T ₁ =	T _f =
T _m =	(°C)
P ₁ =	P _f =
P _m =	(kPa)
H ₁ =	H _f =
H _m =	(%)

$$F_{T,p} = \frac{101,325}{p_1} \cdot \frac{273,15 + T_1}{293,15}$$

$$V_1 / V_2 = \underline{\hspace{2cm}}$$

$$F_{T,p} = \underline{\hspace{2cm}}$$

$$M_1 / M_2 = \underline{\hspace{2cm}}$$

Protocolo	P _s	M = M. f. P _s . k _h
TRS 277		
DIN		

Realizado por: _____

Modelo 3:



**CALIBRAÇÃO DE DOSÍMETROS
CLÍNICOS COM ^{60}Co**

Simulador de Água

ORDEM: _____

DATA: _____

/ /

DOSÍMETRO DE REFERÊNCIA:

INSTITUTO: _____
 ELETRÔMETRO : _____ - mod.: _____ Série : _____
 CÂMARA : _____ - mod.: _____ Série : _____
 ESCALA : _____ POL. CÂMARA : _____
 DISTÂNCIA FONTE-DETECTOR (DFD) : _____ cm CAMPO : _____ cm²

V =			V =		
Leitura (ue)	Tempo (s)	Taxa de Leitura (ue.min ⁻¹)	Leitura (ue)	Tempo (s)	Taxa de Leitura (ue.min ⁻¹)
		N =			N =
		$\bar{X} =$			$\bar{X} =$
		$L = \frac{L}{t} \cdot 60$			$L = \frac{L}{t} \cdot 60$
		L =			L =

T ₁ =	T _f =
T _m =	(°C)
P ₁ =	P _f =
P _m =	(kPa)
H ₁ =	H _f =
H _m =	(%)

$$F_{T,p} = \frac{101,325}{p_1} \cdot \frac{273,15 + T_1}{293,15}$$

$$V_1 / V_2 = \underline{\hspace{2cm}}$$

$$F_{T,p} = \underline{\hspace{2cm}}$$

$$M_1 / M_2 = \underline{\hspace{2cm}}$$

Protocolo	P _s	M = M. f. P _s . k _h
TRS 277		
DIN		

Realizado por: _____

Tabela I: Relação dos poderes de freamento ($S_{meio,ar}$) e coeficientes de massa de energia absorvida ($(\mu_{en}\cdot\rho)_{meio,ar}$) para **feixe de radiação gama do ^{60}Co** .
(Para avaliar $(\mu_{en}\cdot\rho)_{meio1,meio2}$ usar $(\mu_{en}\cdot\rho)_{meio1,ar} / ((\mu_{en}\cdot\rho)_{meio2,ar})$)

Material da parede da câmara ou do simulador	$S_{meio,ar}$	$(\mu_{en}\cdot\rho)_{meio,ar}$
Água	1,133	1,112
PMMA	1,102	1,081
Poliestireno	1,110	1,078
Grafite	1,002	1,001
A-150	1,142	1,101
C-552	0,995	1,001
Delrin	1,080	1,068
Nylon	1,142	1,098

Tabela II: Fator de correção p_{cel} . É utilizado se a câmara tiver um eletrodo central de alumínio (dados para uma câmara tipo Farmer)

Raio do eletrodo (mm)	Elétrons	Fótons	^{60}Co e Fótons
		$(h\nu)_{max} > 25 \text{ MeV}$	$(h\nu)_{max} \leq 25 \text{ MeV}$
0,5	1,008	1,004	1,000
1,0	1,015	1,008	1,000
1,5	1,020	1,010	1,000
2,5	1,032	1,016	1,000

Tabela III: Valores de P_{wall}^{pp} recomendados para câmaras de placas paralelas em vários materiais de simuladores irradiados pelo **feixe de radiação gama do ^{60}Co** .

Tipos de Câmaras	Material do Simulador			
	Água	PMMA	Poliestireno	Grafite
Capintec PS-033	0,989	0,982	0,960	0,989
Extradin P11	---	1,000	---	---
Holt Pancake	---	---	1,000	---
NACP	1,024	1,012	1,000	1,027
PTW/Markus M23343	1,009	1,006	0,979	1,013
PTW/Schulz M23346	1,001	1,001	0,992	1,009
Roos FK-6	1,003	---	---	---

Tabela IV: Valores recomendados de $k_{att}\cdot k_m$ necessários para a calibração no ar em **feixe de radiação gama do ^{60}Co** das câmaras de placas paralelas.

(As capas de equilíbrio eletrônico são dos materiais correspondentes a cada tipo de câmara e com uma espessura de $0,5 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-2}$, exceto para a câmara Holt que tem uma capa de equilíbrio eletrônico)

Câmara	Material da capa de equilíbrio eletrônica	$k_{att}\cdot k_m$
Capintec PS-033	Poliestireno	1,012
Extradin P11	Poliestireno	0,973
Holt Pancake	Poliestireno	0,980
PTW / Markus	PMMA	0,985
NACP	grafite	0,975
Roos FK-6	PMMA ou água	N/A

Tabela V: Condições de referência e fatores de correção para feixe de radiação gama do ^{60}Co .

Energia do feixe (MeV)		1,25
Distância da fonte ao centro da cavidade da câmara (m)		1
Tamanho do campo (cm x cm)		10 x 10
Profundidade de referência no simulador (cm)		5
Ponto efetivo de medida da câmara de ionização		0,5.r
Relação do poder de freamento ("stopping power") da água para o ar ($S_{w,ar}$) à profundidade de referência como uma função do feixe de ^{60}Co		1,133
	Material	
Valores de $S_{wall,ar}$, pela teoria de Spencer-Attix ($\Delta = 10$ keV)	A - 150	1,142
	C - 552	0,995
	Delrin	1,080
	Grafite	1,002
	Nylon	1,142
	PMMA	1,102
	Poliestireno	1,110
	Material	
Valores de $(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{w,wall}$	A - 150	1,011
	C - 552	1,110
	Delrin	1,042
	Grafite	1,113
	Nylon	1,015
	PMMA	1,030
	Poliestireno	1,034

Anexo 2. Proposta de Certificado de Calibração



Comissão Nacional de Energia Nuclear
Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

Certificado de Calibração

Nº 0xx / 0XXX

Laboratório de Calibração de Instrumentos

I. Proprietário

Instituição:

Endereço:

CGC:

Responsável:

II. Sistema de Medida**II.1. Eletrômetro**

Fabricante:

Modelo:

Série:

II.2. Câmara

Fabricante:

Tipo:

Modelo:

Série:

II.3. Acessórios: Capa de equilíbrio eletrônico da câmara de ionização Cabos de conexão Fonte padrão de teste Simulador**III. Fatores de Calibração do Sistema de Medida**

Método de Calibração	$N_{D,ar}$ (mGy/ue)
Ar	
Água	

Certificado de Calibração emitido em : _____ de _____ de _____

Técnico Responsável_____
Físico Responsável

IV. Condições de Calibração

IV.1. Sistema de Irradiação

Para calibração em feixes de radiação gama foi empregado um irradiador com uma fonte de ^{60}Co com uma atividade nominal de 22,61 TBq (abril / 1999). O campo e a distância fonte - câmara (DFC) foram escolhidos de maneira a reproduzir as condições de calibração do sistema de medida de um sistema padrão no laboratório primário, garantindo uma uniformidade de campo maior que 95% e uma taxa de exposição no local de medida de $2,50 \text{ mC.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ (abril/1999) a um metro de distância.

IV.2. Condições de Referência da Geometria de Irradiação

- Campo : $10 \times 10 \text{ cm}^2$ numa DFC : 100 cm
- Ponto efetivo de medida: Cilíndrica: 0,5.r (ou ponto de referência)
Placas Paralelas: centro do volume sensível
- Tensão de coleção de eletrodo: 300 V
- Polarização da tensão: negativa
- Profundidade de referência no simulador, z_{ref} : 5 cm

IV.3. Sistema de Medida Padrão Utilizado na Calibração

Sistema padrão constituído por uma câmara de ionização cilíndrica da Nuclear Enterprises Ltda, modelo 2505/3, série 2080, e um eletrômetro modelo UNIDOS (10002), série 20090, da Physikalisch-Technische Werkstätten, com fator de calibração determinado pelo Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, INMETRO, Rio de Janeiro. A incerteza associada a este fator é de $\pm 0,7\%$.

IV.4. Procedimento e Metodologia de Calibração

IV.4.1. Procedimento

Num procedimento de calibração de dosímetros clínicos utilizados em radioterapia, segundo as recomendações da IAEA, antes da calibração de instrumentos, há a necessidade de se verificar se os sistemas de medidas estão em boas condições de funcionamento, e se os resultados das medidas representados estão dentro dos limites de variação recomendados. Esta verificação é feita por meio da realização de testes de qualificação técnica, chamados de testes de controle das câmaras de ionização.

Os testes de controle realizados são: teste de estabilidade a curto prazo e teste de corrente de fuga. Estes testes são realizados com o auxílio das fontes radioativas de controle, e seus dados experimentais obtidos devem ser

registrados num formulário próprio e arquivado adequadamente. Estando os dosímetros dentro de limites aceitáveis de exatidão, a calibração é realizada.

Para as medidas do procedimento de calibração, a câmara de ionização foi posicionada no interior do simulador na profundidade de referência do ^{60}Co , com seu ponto efetivo perpendicular ao eixo central do feixe de radiação e no centro do campo de radiação.

Após o posicionamento da câmara para irradiação, conectou-se ao eletrômetro a câmara devidamente polarizada, deixando o sistema de medida um período de 30 minutos para as estabilizações elétrica e ambiental, antes da irradiação.

Antes de efetuar as medidas com o sistema, a câmara é pré-irradiada com $25,75 \text{ mC.kg}^{-1}$ ($\sim 100 \text{ R}$) a fim de garantir a estabilidade e eliminar as possíveis cargas acumuladas na câmara e/ou em sua capa de equilíbrio eletrônico.

IV.4.2. Metodologia de Calibração

A câmara de ionização de referência e a câmara de ionização a ser calibrada foram posicionadas alternadamente no simulador de água, na mesma condição geométrica.

O fator de calibração é determinado por meio da comparação das medidas obtidas com os instrumentos a serem calibrados e aquelas obtidas com o sistema de referência.

V. Resultados da Calibração

V.1. Leitura no instrumento de medida (eletrômetro) durante a calibração foi em torno de _____ nC (polarização 100% negativa)

V.2. O teste de *linearidade* do eletrômetro foi feito conectando-o a uma fonte de corrente padrão, não diferindo mais de ____ % na posição de calibração. Dentro das especificações do fabricante.

V.3. O teste de *repetibilidade* do sistema de medida apresenta resultado satisfatório e dentro dos limites de variação máxima estabelecidos para estes tipos de câmaras de ionização.

V.4. O teste de *corrente de fuga* do sistema não ultrapassou o limite máximo de \pm ____ % da corrente produzida pela menor taxa de exposição utilizada na calibração.

V.5. A correção da resposta do dosímetro devido à temperatura e à pressão ambientes foi realizada utilizando um fator de correção determinado pela seguinte expressão, para não promover variação na massa de ar do volume sensível da câmara:

$$F_{T,p} = \frac{p_0}{p} \cdot \frac{273,15 + T}{273,15 + T_0}$$

onde $F_{T,p}$ é o fator de correção de temperatura e pressão, T e p são a temperatura e a pressão ambientes, e T_0 (20°C) e p_0 (101,325 kPa) são a temperatura e a pressão padrões.

Condições Ambientais

Temperatura: entre ___ °C e ___ °C

Pressão: entre ___ kPa e ___ kPa

Umidade relativa do ar: entre ___ % e ___ %

VI. Determinação do Fator de Calibração em Termos de Dose Absorvida no Ar, $N_{D,ar}$

VI.1. Calibração no Ar

Neste método, o procedimento da calibração da câmara de ionização (cilíndrica e/ou de placas paralelas) é realizado com uma capa de equilíbrio eletrônico ($\sim 0,5 \text{ g.cm}^{-2}$), onde a câmara é posicionada ao ar livre.

O fator de calibração é determinado em termos de kerma no ar:

$$N_k^{pp} = N_k^{Ref} \cdot [M^{Ref} / M^{pp}] \quad (\text{VI.1})$$

Com o N_k^{pp} calculado na expressão (VI.1), obtém-se $N_{D,ar}^{pp}$ por

$$N_{D,ar}^{pp} = N_k^{pp} \cdot (1 - g) \cdot (k_{att} \cdot k_m) \cdot k_{cor} \quad (\text{VI.2})$$

onde:

N_k - fator de calibração em termos de kerma no ar;

$N_{D,Ar}$ - fator de calibração em termos de dose absorvida no ar;

pp e Ref - índices que se referem às câmaras de ionização de placas paralelas em estudo e às câmaras de ionização de referência;

M^{Ref} e M^{pp} : ($M = \overline{M}_0 \cdot f_{T,p} \cdot k_h \cdot P_S$) - leituras das câmaras de ionização cilíndrica e de placas paralelas respectivamente, corrigidas para efeitos de

referência ambientais ($F_{T,p}$): pressão, temperatura e umidade relativa do ar (k_h); e para o efeito de correção da recombinação (P_s)¹;

g - é a fração da energia liberada que é dissipada como radiação de freamento no ar e é aproximadamente 0,3% para radiação gama do ⁶⁰Co;

k_{att} - fator conhecido que leva em conta a atenuação (absorção e espalhamento) nas paredes de uma câmara de ionização irradiada durante a calibração;

k_m - fator conhecido que leva em conta a "não equivalência de ar" (na calibração) dos materiais da parede e capa de equilíbrio eletrônico da câmara de ionização.

k_{cel} - fator conhecido que leva em conta a "não equivalência de ar" do material do eletrodo coletor de uma câmara cilíndrica.

VI.2. Calibração na Água

Neste método a câmara em análise foi calibrada em comparação com uma câmara de ionização cilíndrica previamente calibrada dentro de um simulador de água. As câmaras são posicionadas alternadamente numa profundidade de referência num simulador, e o fator $N_{D,ar}$ é obtido pela expressão:

$$N_{D,ar}^{pp} = N_{D,ar}^{Ref} \cdot \frac{M^{Ref}}{M^{pp}} \cdot \frac{P_{wall}^{Ref} \cdot P_{cel}^{Ref} \cdot P_{dis}^{Ref}}{P_{wall}^{pp}} \quad (VI.3)$$

onde:

$N_{D,ar}^{pp}$ = fator de calibração da câmara em termos de dose absorvida no ar;

M^{Ref} e M^{pp} : ($M = \overline{M}_0 \cdot f_{T,p} \cdot k_h \cdot P_s$) - leituras das câmaras de ionização cilíndrica e de placas paralelas respectivamente, corrigidas para efeitos de referência ambientais ($F_{T,p}$): pressão, temperatura e umidade relativa do ar (k_h); e para o efeito de correção da recombinação (P_s);

P_{wall}^{Ref} = fator de correção da parede da câmara cilíndrica de referência;

P_{cel}^{Ref} = fator que leva em conta a "não equivalência de ar" do material no eletrodo central de uma câmara de ionização;

$P_{dis}^{Ref} = 1 - 0,004 \cdot r$, onde r é o raio interno da câmara de referência em mm;

P_{wall}^{pp} = fator de correção da parede da câmara de placas paralelas.

¹ P_s pode ser obtido por meio de dois protocolos; TRS 277⁽¹⁾ onde se tem a curva de SEFM⁽²⁾ e pelo DIN⁽³⁾ pela

expressão: $P_s = \left[\left(\frac{v_1}{v_2} \right)^2 - 1 \right] / \left[\left(\frac{v_1}{v_2} \right)^2 - \left(\frac{v_1}{v_2} \right) \right]$

VII. Incerteza no Fator de Calibração

A incerteza total máxima associada ao fator de calibração do sistema de medida é:

Método de Calibração	Incerteza
Ar	%
Água	%

dentro do limite de incerteza recomendado pelo protocolo da IAEA -TRS 381^[4].

VIII. Recalibração do Sistema de Medida


A calibração das câmaras de dosímetros clínicos deve ser feita a cada dois anos, segundo as recomendações nacionais da Comissão Nacional de Energia Nuclear, através da Norma CNEN-NE-3.06, mas caso sofram algum tipo de manutenção ou dano, as câmaras devem ser recalibradas, pois podem ter sua resposta totalmente alterada, de modo que o seu fator de calibração anterior não seja mais apropriado. A calibração também pode ser solicitada pelo usuário, quando este achar necessário.


A recalibração deste dosímetro deverá ser realizada em _____ / 2000.

IX. Referências Bibliográficas

- [1] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Absorbed dose determination in photon and electron beams . An international code of practice.** IAEA, Vienna, 1987 (Technical Reports Series No. 277).
- [2] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA. **Procedimientos recomendados para la dosimetria de fotones y electrones de energias comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos.** SEFM, Madrid, Spain, 1984 (Publicación n.1).
- [3] DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG. **Dosismeßverfahren nach der Sondenmethode für Photonen-und Elektronenstrahlung - Ionisationsdosimetrie.** Deutsches Norm DIN 6800, Teil 2, Berlin, 1996.
- [4] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **The use of plane parallel ionization chambers in high energy electron and photon beams. An international code of practice for dosimetry.** IAEA, Vienna, 1997 (Technical Reports Series No. 381).

IX. ANEXOS

-  Proposta de um procedimento de dosimetria em feixes de elétrons do usuário utilizando uma câmara de ionização de placas paralelas.

-  Tabelas de constantes (protocolo TRS 381^[11])

Determinação da dose absorvida na água em feixes de elétrons usando uma câmara de ionização de placas paralelas com o fator de calibração de dose absorvida no ar em feixes de ^{60}Co , $N_{D,w,\text{Co}}^{pp}$

Instituição: _____

Data: ___/___/___

1. Dados do feixe e do sistema de radiação

- Acelerador: _____
- Energia nominal do feixe: _____ MeV
- Campo (ou cone): _____ X _____ cm^2 numa SSD = _____ cm
- Taxa de dose nominal do acelerador: _____ unidade de monitor/minuto

Alcances da curva de profundidade de ionização numa SSD = 100 cm medidas num simulador de PMMA, $\rho_{\text{user}} =$ _____ g.cm^{-3}		
$R_{50} =$	$R_p =$	$R_{100} =$

Da Tabela I: $C_{pl} =$ _____ $\rho_{\text{tabela}} =$ _____ g.cm^{-3}

Equação: $R_{\text{água}} = R_{\text{phantom}} \cdot \frac{\rho_{\text{user}}}{\rho_{\text{tabela}}} \cdot C_{pl} \Rightarrow R_{\text{água}} =$ _____ $\cdot R_{\text{phantom}}$

Alcances da curva de profundidade de ionização numa SSD = 100 cm medidas num simulador de água		
$R_{50} =$	$R_p =$	$R_{100} =$

Energia média na superfície, \bar{E}_o :

- Para medidas de ionização numa SSD = 100 cm

$$\bar{E}_o = 0,818 + 1,935.R_{50}^I + 0,040.(R_{50}^I)^2 \Rightarrow \bar{E}_o = \text{_____ MeV}$$

- Para medidas de dose absorvida numa SSD = 100 cm

$$\bar{E}_o = 0,656 + 2,059.R_{50}^D + 0,022.(R_{50}^D)^2 \Rightarrow \bar{E}_o = \text{_____ MeV}$$

Profundidade de referência num simulador de água no ponto de referência da câmara (Tabela II):

então, $z_{\text{ref}} =$ _____ cm

$z_{\text{ref}} / R_{p,w} =$ _____ Da Tabela III: $\bar{E}_z / \bar{E}_o =$ _____

Energia média na profundidade de referência na água $z_{\text{ref},w}$: $\bar{E}_z = \bar{E}_o \cdot (\bar{E}_z / \bar{E}_o)$

$$\bar{E}_z = \text{_____ MeV}$$

Profundidade de referência num simulador de PMMA: $z_{\text{ref},\text{phantom}} = \frac{z_{\text{ref},w}}{\text{cte}}$

$$\text{cte} \frac{\rho_{\text{user}}}{\rho_{\text{tabela}}} \cdot C_{pl} = \text{_____} \quad z_{\text{ref},\text{phantom}} = \text{_____ cm}$$

2. Sistemas de medidas

2.a) Câmara cilíndrica de referência e eletrômetro

Câmara: marca: _____ modelo: _____ série: _____

Raio interno: _____ mm

Material da parede: _____

Espessura da parede: _____ g.cm⁻²

Material do eletrodo: _____

Eletrômetro: marca: _____ modelo: _____ série: _____

Tensão de Polarização : _____ V

Fator de calibração em termos de dose absorvida no ar: $N_{D,ar} =$ _____ Gy/div
 dado em $P_o = 101,325 \text{ kPa}$; $T_o = 20^\circ\text{C}$; Umidade Relativa: 50%

2.b) Câmara de placas paralelas e eletrômetro

Câmara: marca: _____ modelo: _____ série: _____

Material da parede: _____

Espessura da parede: _____ g.cm⁻²

Espaçamento do eletrodo: _____

Eletrômetro: marca: _____ modelo: _____ série: _____

Tensão de Polarização : _____ V

3. Correção de Leituras do Eletrômetro

Fator de correção ($F_{T,p}$) para condições normais de temperatura (T_1) e pressão (p_1) para a leitura pela expressão:

$$F_{T,p} = \frac{1013,25}{p_1} \cdot \frac{273,15 + T_1}{273,15 + 20} ;$$

Tensão de polarização: $V_{100} =$ _____ V $V_{50} =$ _____ V
 em V_{100} : $\bar{M}_{100} =$ _____ V_{50} : $\bar{M}_{50} =$ _____

Correção da Recombinação:

Para $\frac{\bar{M}_1}{\bar{M}_2} =$ _____ e $\frac{V_1}{V_2} =$ _____ , Tabela IV

temos: $P_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2$; para $\frac{V_1}{V_2} = \text{---}$
 $a_0 = \text{---}$, $a_1 = \text{---}$, $a_2 = \text{---}$ $P_s = \text{---}$

Leitura corrigida:

$M = M_{100} \cdot f_{(T,P)} \cdot P_s \cdot k_h$ $M = \text{---}$

Leitura corrigida no plástico e a correção da fluência do elétron do plástico para a água (Tabela V)

$M = M_{100} \cdot f_{(T,P)} \cdot P_s \cdot k_h \cdot h_{m \Rightarrow}$ $M = \text{---}$

3.a) Câmara cilíndrica de referência

Anexo A: Dados experimentais

3.b) Câmara de placas paralelas

Anexo B: Dados experimentais

4. Dose absorvida na água

4.1. Dose absorvida na água para câmara de ionização cilíndrica

$$D_w(z_{ef}) = M \cdot N_{D,ar} \cdot (S_{\text{água},ar}) \cdot P_u \cdot P_{cel}$$

4.2. Dose absorvida na água para câmara de ionização de placas paralelas

$$D_w(z_{ef}) = M \cdot N_{D,ar} \cdot (S_{\text{água},ar}) \cdot P_Q$$

onde: $P_u = \text{---}$ (Tabela VI)
 $P_{cel} = \text{---}$ (Tabela VII)
 $P_Q = \text{---}$ (Tabela VIII)
 $(S_{\text{água},ar}) = \text{---}$ (Tabela IX)

Anexo A

	CALIBRAÇÃO DE DOSÍMETROS CLÍNICOS EM FEIXES DE ELÉTRONS	ORDEM: DATA: ___/___/___
--	--	------------------------------------

DOSÍMETRO DE REFERÊNCIA:

ELETRÔMETRO : _____ - Mod.: _____ Série: _____
 CÂMARA : _____ - Mod.: _____ Série: _____
 ESCALA : _____ POL. CÂMARA: _____
 DISTÂNCIA FONTE-SUPERFÍCIE (SSD): _____ cm CAMPO: _____ cm²

Condições Experimentais:

- a) Simulador de água; numa profundidade referência de 2,00 cm no ponto efetivo da câmara, i.e. (0,6.r) onde r = _____ mm. Portanto numa z_{ref} = _____ cm
 b) Pré-irradiação de 400 unidades de monitor
 c) Tempo de estabilidade do sistema 10 minutos

Nas leituras a unidade de monitor foi fixada em 100 u.m.

Tensão ____V	Tensão ____V	T _i = °C	T _f = °C	T _m = °C
Leitura (M ₁)	Leitura (M ₂)	P _i = kPa	P _f = kPa	P _m = kPa
		H _i = %	H _f = %	H _m = %
$\overline{M}_1 =$	$\overline{M}_2 =$	$f_{(T,P)} = \frac{101,325}{P} \times \frac{273,15 + T}{293,15}$		$f_{(T,P)} =$
s =	s =			

Correção da Recombinação:

Para $\frac{\overline{M}_1}{\overline{M}_2} =$ _____ e $\frac{V_1}{V_2} =$ _____

Para feixe pulsante, temos: $P_S = a_0 + a_1 \left(\frac{\overline{M}_1}{\overline{M}_2} \right) + a_2 \left(\frac{\overline{M}_1}{\overline{M}_2} \right)^2$; para $\frac{V_1}{V_2} =$ _____
 $a_0 =$ _____, $a_1 =$ _____, $a_2 =$ _____ $P_S =$ _____

$$M^{cor} = M \cdot f_{(T,P)} \cdot P_S \cdot k_A = M^{cor} =$$

Realizado por : _____

Anexo B

	CALIBRAÇÃO DE DOSÍMETROS CLÍNICOS EM FEIXES DE ELÉTRONS	ORDEM: DATA: ___/___/___
--	--	--

DOSÍMETRO EM ANÁLISE:

ELETRÔMETRO : _____ - Mod.: _____ Série: _____
 CÂMARA : _____ - Mod.: _____ Série: _____
 ESCALA : _____ POL. CÂMARA: _____
 DISTÂNCIA FONTE-SUPERFÍCIE (SSD): _____ cm CAMPO: _____ cm²

Condições Experimentais:

- a) *Simulador de água; numa profundidade referência de 2,00 cm no ponto efetivo da câmara, i.e. (0,6.r) onde r = _____ mm. Portanto numa z_{ref} = _____ cm*
- b) *Pré-irradiação de 400 unidades de monitor*
- c) *Tempo de estabilidade do sistema 10 minutos*

Nas leituras a unidade de monitor foi fixada em 100 u.m.

Tensão ____V	Tensão ____V	T _i = °C	T _f = °C	T _m = °C
Leitura (M ₁)	Leitura (M ₂)	P _i = kPa	P _f = kPa	P _m = kPa
		H _i = %	H _f = %	H _m = %
$\bar{M}_1 =$ s =	$\bar{M}_2 =$ s =	$f_{(T,P)} = \frac{101,325}{P} \times \frac{273,15 + T}{293,15}$		$f_{(T,P)} =$

Correção da Recombinação:

Para $\frac{\bar{M}_1}{\bar{M}_2} = \dots$ e $\frac{V_1}{V_2} = \dots$

Para feixe pulsante, temos: $P_S = a_0 + a_1 \left(\frac{\bar{M}_1}{\bar{M}_2}\right) - a_2 \left(\frac{\bar{M}_1}{\bar{M}_2}\right)^2$; para $\frac{V_1}{V_2} = \dots$
 $a_0 = \dots, a_1 = \dots, a_2 = \dots, P_S = \dots$

$M^{Ref} = M \cdot f_{(T,P)} \cdot P_S \cdot k_h \Rightarrow M^{cor} =$

Realizado por : _____

Tabela I: Fator de proporcionalidade C_{pi} para alcances e profundidades em diferentes plásticos para dosimetria de feixe de elétron^a.

	PMMA	Poliestireno	Poliétileno	A-150	Água Sólida (WTI)	Água Plástica
C_{pi}	1,123	0,981	0,908	1,067	0,967	0,991
P (g.cm ⁻²)	1,190	1,060	0,940	1,127	1,020	1,013
\bar{z}	5,85	5,29	4,75	5,49	5,95	6,61

Tabela II: Profundidade de referência num simulador de água para medida de dose absorvida em **feixes de elétrons**

Feixe de elétron [MeV]	Profundidade de referência num simulador, Z_{ref}
$\bar{E}_0 < 5$	R_{100}^D
$5 \leq \bar{E}_0 < 10$	R_{100}^D ou 1 cm ^a
$10 \leq \bar{E}_0 < 20$	R_{100}^D ou 2 cm ^a
$20 \leq \bar{E}_0 \leq 50$	R_{100}^D ou 3 cm ^a

a - sempre a profundidade maior deverá ser escolhida

Tabela III: Relação da energia média na profundidade z , \bar{E}_z , e a energia média na superfície do simulador, \bar{E}_0 , para **feixes de elétrons** na água (Profundidade dada como uma fração de R_p)

z/R_p	Energia média na superfície, \bar{E}_0 [MeV]						
	2 ^a	5	10	20	30	40	50
0,00	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
0,05	0,945	0,943	0,941	0,936	0,929	0,922	0,915
0,10	0,890	0,888	0,884	0,875	0,863	0,849	0,835
0,15	0,835	0,831	0,826	0,815	0,797	0,779	0,761
0,20	0,777	0,772	0,766	0,754	0,732	0,712	0,692
0,25	0,717	0,712	0,705	0,692	0,669	0,648	0,627
0,30	0,656	0,651	0,645	0,633	0,607	0,584	0,561
0,35	0,592	0,587	0,583	0,574	0,547	0,525	0,503
0,40	0,531	0,527	0,523	0,514	0,488	0,466	0,444
0,45	0,468	0,465	0,462	0,456	0,432	0,411	0,390
0,50	0,415	0,411	0,407	0,399	0,379	0,362	0,345
0,55	0,362	0,359	0,355	0,348	0,329	0,314	0,299
0,60	0,317	0,313	0,309	0,300	0,282	0,269	0,256
0,65	0,274	0,270	0,265	0,255	0,239	0,228	0,217
0,70	0,235	0,231	0,226	0,216	0,202	0,192	0,182
0,75	0,201	0,197	0,191	0,180	0,168	0,159	0,150
0,80	0,168	0,164	0,159	0,149	0,138	0,131	0,124
0,85	0,141	0,137	0,131	0,120	0,111	0,105	0,099
0,90	0,118	0,114	0,108	0,096	0,089	0,084	0,079
0,95	0,095	0,091	0,086	0,076	0,069	0,065	0,061
1,00	0,081	0,077	0,071	0,059	0,053	0,049	0,045

a - valores extrapolados usando um ajuste polinomial de terceiro grau em cada profundidade

Tabela IV: Coeficientes para o cálculo de P_s pelo método de "duas tensões" em radiações pulsantes e pulsos analisados.

V_1/V_2	Radiações Pulsantes			Radiações de Pulsos Analisados		
	a_1	a_2	a_3	a_1	a_2	a_3
2,0	2,337	-3,636	2,299	4,711	-8,242	4,533
2,5	1,474	-1,587	1,114	2,719	-3,977	2,261
3,0	1,198	-0,875	0,677	2,001	-2,402	1,404
3,5	1,080	-0,542	0,463	1,665	-1,647	0,984
4,0	1,022	-0,363	0,341	1,468	-1,200	0,734
5,0	0,975	-0,188	0,214	1,279	-0,750	0,474

