AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Desenvolvimento de uma metodologia para calibração de câmaras de ionização de placas paralelas em feixes de raios X de energia baixa em termos de dose absorvida em água

Camila Trindade de Oliveira

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

Orientadora:

Profa. Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens

São Paulo

2015

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

Desenvolvimento de uma metodologia para calibração de câmaras de ionização de Placas Paralelas em feixes de raios X de energia baixa em termos de dos absorvida na água

Camila Trindade de Oliveira

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

Orientadora:
Profa. Dra. Maria da Penha Albuqerque Potiens

Versão Corrigida
Versão Original disponível no IPEN

São Paulo
2015

Aos meus pais,

José e Marinês.

Agradecimentos

Primeiramente a Deus, por sempre me proporcionar grandes oportunidades e me dar força e sabedoria para superar todas as adversidades com bom êxito.

Á minha orientadora Drª. Maria da Penha Albuquerque Potiens por ter me aceito e acreditado em meu potencial mais que uma vez, por ter me incentivado a continuar, pelos ensinamentos, discussões, paciência, carinho e amizade.

Ao Dr. Vitor Vívolo pelo apoio em todos os sentidos, pelos esclarecimentos técnicos e pela amizade.

À Drª Linda Caldas pela confiança, conselhos e empenho em fornecer a estrutura para realização da parte experimental.

A Ana Cláudia Martinelli que sempre esteve disposta a ajudar em todas as dificuldades e pela torcida.

Ao colega Lucas Rodrigues que no momento inicial teve importância fundamental para a decisão em tornar-me mestre, além da amizade e disponibilidade em ajudar sempre.

À professora de graduação Dra. Ana Maia pelo apoio e incentivo na fase de transição para pós-graduação.

A todos que compõe o GMR – IPEN pela convivência agradável e por estarem dispostos a ajudar sempre que foi necessário.

Aos colegas Yklys Rodrigues, Tallyson Alvarenga, Iberê Ribeiro e Tatiane Nascimento por todas as discussões relativas ao projeto e pelos momentos de descontração.

À colega de sala Nathalia Almeida, pelas conversas e conquistas partilhadas.

À Elaine Wirney por ter se tornado uma grande amiga.

Ao Mateus Hilário e a Izabela Matos, grandes amigos que sem dúvida tornaram toda essa jornada muito mais fácil, divertida e menos solitária.

Ao amigo Derick Douglas por ter escutado todas as minhas lamentações, apoiado todas as minhas decisões e me proporcionado momentos bastante felizes.

Ao Guilherme Almeida pela torcida e conversas descontraídas.

À Alinne Silveira pelas centenas de horas ao telefone.

À amiga Jacilene pela torcida constante e palavras de apoio e incentivo.

À minha tia Nanci Trindade, tio Leo Francisco e primos Laura Trindade e Pedro Trindade por terem me acolhido e partilhado todas as alegrias e dificuldades vividas.

Ao meu cunhado Leandro Gomes pela torcida, conselhos e disponibilidade em ajudar.

Ao meu sobrinho e afilhado Gabriel Gomes que mesmo tão pequeno tem a capacidade de me trazer a paz e a alegria.

Aos meus irmãos Mateus Trindade e Cislene Trindade, pessoas essenciais em minha vida, pela amizade sincera, torcida e por sempre me manter informada sobre todas as coisas, apesar da distância.

Aos meus pais Marines Menezes Trindade de Oliveira e José Ferreira de Oliveira pelo incentivo, apoio, torcida, por sempre renovarem minhas forças e por serem minhas maiores fontes de inspiração.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, na pessoa do Sr. Superintendente Dr. José Carlos Bressiani, por proporcionar toda a estrutura necessária para o andamento do projeto.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, CNPq, pela concessão da bolsa de mestrado, oportunidade e demais recursos financeiros, sem os quais não seria possível a realização desse projeto.

À Fundação de apoio à Pesquisa do Estado de São Paulo e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, no projeto INCT em Metrologia das Radiações na Medicina.

“Cultura é o que fica depois de se esquecer tudo o que foi aprendido.”

André Maurois (1885 – 1967)

Desenvolvimento de uma metodologia para calibração de câmaras de ionização de placas paralelas em feixes de raios X de energia baixa em termos de dose absorvida na água

Camila Trindade de Oliveira

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi estabelecer uma metodologia de calibração em termos de dose absorvida na água para câmaras de ionização de placas paralelas a serem utilizadas em feixes de radiação X de energia baixa (10 kV a 100 kV) para fins terapêuticos. Atualmente, no Brasil nenhum laboratório de calibração está oferecendo este tipo de serviço. Para o estabelecimento desta metodologia de calibração foram utilizadas duas câmaras de ionização PTW modelos 23344. Ambas as câmaras foram caracterizadas e testadas qualitativamente segundo recomendações de normas internacionais. Os testes de caracterização realizados foram: a medição da taxa de dose mínima efetiva, a curva de saturação, a eficiência da coleção de íons, a resposta quanto ao efeito da polaridade e a linearidade da câmara com a resposta. Os testes de controle de qualidade aplicados foram: estabilidade em curto e longo prazos, fuga de corrente sem irradiação, fuga de corrente após-irradiação e tempo de estabilização. Para a implantação da metodologia, foram estabelecidas as qualidades de radiação de T-10 a T-100, seguindo as recomendações do código de prática da AIEA. Desta forma, foi possível determinar a grandeza de referência, dose absorvida na água, utilizando-se as duas câmaras de ionizações e em todas as qualidades estabelecidas.

Development of a methodology for calibration of parallel plate ionization chambers for X-ray beams of low energy in terms of absorbed dose to water.

Camila Trindade de Oliveira

ABSTRACT

The objective of this study was to establish a calibration methodology in terms of absorbed dose to water for parallel plate ionization chambers to be used in low energy X rays beams (10kV to 100kV) for therapy purposes. Currently, in Brazil no calibration laboratory is offering this type of service. In order to establish this calibration methodology was used two ionization chambers PTW models 23344. Both chambers were characterized and tested qualitatively according to recommendations of international standards. The characterization tests performed were: measuring the effective minimum dose rate, the saturation curve, the efficiency of ions collection, polarity effect and the linearity of the ionization chamber with the response. The quality control tests applied were: stability in the short and long term, leakage current without irradiation, leakage current after irradiation and settling time. For the implementation of the methodology, the radiation qualities the T- 10 to T-100 were established, following the recommendations of the IAEA code of practice. Thus, it was possible to determine the magnitude of reference absorbed dose in water, using the two ionization chambers in the all established qualities.

Sumário

Agradecimentos ii
RESUMO v
ABSTRACT vi
Lista de figuras x
Lista de quadros e tabelas xiii
Lista de abreviações e símbolos xv
1 INTRODUÇÃO 1
1.2 Finalidade e Objetivos 4
1.2.1 Finalidade 4
1.2.2 Objetivos 4
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS 6
2.1 Produção de raios X 6
2.1.1 Raios X de freamento 7
2.1.2 Raios X característicos 8
2.2 Qualidade de raios X 9
2.3 Interação da radiação eletromagnética com a matéria 10
2.3.1 Efeito fotoelétrico 10
2.3.2 Efeito Compton 11
2.3.3 Produção de pares 12
2.4 Grandezas dosimétricas 13
2.4.1 Exposição 13
2.4.2 Kerma no ar 14
2.4.3 Dose absorvida 16
2.5 Câmaras de ionização 16
2.5.1 Câmaras de ionização de placas paralelas 18
2.5.1.1 Propriedades do detector 20
2.5.1.2 Recombinação iônica 23
2.5.1.3 Curva de saturação 25
2.5.1.4 Efeito da polaridade 25

2.6 Teoria da cavidade 26
2.7 Calibração de dosímetros clínicos 29
2.8 Normas e recomendações 31
2.8.1 Norma IEC – 60731 31
2.8.2 Norma DIN 6809-4 31
2.8.3 Código de práticas TRS – 398 32
2.8.4 Código de práticas IPEMB 32
3 MATERIAIS E MÉTODOS 34
3.1 Materiais 34
3.1.1 Sistemas de irradiação 34
3.1.1.1 Fonte controle 34
3.1.1.2 Sistema de raios X Pantak – Seifert 35
3.1.2 Sistemas de medição 36
3.1.2.1 Câmara de ionização de placas paralelas 36
3.1.2.2 Objeto simulador ou *phantom* de acrílico (PMMA) 37
3.1.2.3 Filtros de alumínio 38
3.2 Métodos 39
3.2.1 Testes de Controle de qualidade 40
3.2.1.1 Estabilidade em curto prazo 40
3.2.1.2 Estabilidade em longo prazo 40
3.2.1.3 Fuga de corrente 41
3.2.1.4 Tempo de estabilização 42
3.2.2 Testes de caracterização 42
3.2.2.1 Taxa de dose mínima efetiva 42
3.2.2.2 Curva de saturação 43
3.2.2.3 Eficiência da coleção de íons 44
3.2.2.4 Teste de polaridade 45
3.2.2.5 Linearidade da resposta com a taxa de kerma no ar 45
3.2.3 Reestabelecimento das qualidades de T- 10 a T- 50 46
3.2.4 Estabelecimento das qualidades de T- 70 e T- 100 46
3.2.5 Determinação da dose absorvida na água 47
3.2.6 Determinação do fator de calibração $N_{DW,Q}$ para CB 50
3.2.7 Fator de correção para as condições de referência 51

3.2.8 Estimativa de incertezas 51
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO 54
4.1 Padronização das Metodologias de Calibração 54
4.2 Testes de controle de qualidade 55
4.2.1 Estabilidade em curto prazo 55
4.2.2 Estabilidade em longo prazo 55
4.2.3 Corrente de fuga sem irradiação 58
4.2.4 Corrente de fuga pós-irradiação 58
4.2.5 Tempo de estabilização 59
4.3 Testes de caracterização 60
4.3.1 Taxa de dose mínima efetiva 60
4.3.2 Curva de saturação 60
4.3.3 Eficiência na coleção de íons 62
4.3.4 Efeito da polaridade 64
4.3.5 Linearidade da resposta com a taxa de kerma no ar 66
4.4 Feixes padrões de radiação X de baixa energia 68
4.4.1 Reestabelecimento das qualidades de radiação X (10 - 50 kV) 68
4.5 Estabelecimento das qualidades de radiação X, T- 70 e T- 100 71
4.6 Determinação da dose absorvida na água para as qualidades de T-10 a T-100 73
4.7 Determinação do fator de calibração 78
4.8 Estabelecimento de uma metodologia de calibração 80
5 CONCLUSÕES 83
REFERÊNCIAS 85
ANEXOS 94
Anexo A – Certificado de calibração da câmara de ionização PTW 0708 (CA) 94
Anexo B – Certificado de calibração da câmara de ionização PTW 0709 (CB) 97

Lista de figuras

Figura 1: Diagrama esquemático do tubo de Crooke's ou tubo de raios catódicos [TURNER, 2007] 6

Figura 2: Elétron incidente sofrendo o desvio da trajetória e produzindo o raios X de freamento [Figura adaptada de Study Guide, Chapther 7. Disponível em: <http://whs.wsd.wednet.edu/faculty/busse/mathhomepage/busseclasses/radiationphysics/lecturenotes/chapter7/chapter7.html>] 8

Figura 3: Espectro de raios X com potencial elétrico aplicado de 100 kVp usando alvo de tungstênio e filtração adicional de 2,5 mm de alumínio. A curva tracejada indica ausência de filtração e os dois picos indicam o raios X característicos [DENDY, 1999].....9

Figura 4: Representação esquemática do efeito fotoelétrico e emissão de raios X característicos. A emissão de raios X característico neste caso é consequência dos elétrons menos energéticos que ocupam a vacância deixada no átomo após o efeito fotoelétrico [SCHWAB, 2011] 11

Figura 5: Representação esquemática do espalhamento Compton. Na figura, E_γ é a energia do fóton incidente, E_γ' é a energia do fóton espalhado e E_e é a energia do elétron [THAUATA, 2013].....12

Figura 6: Região de operação para detectores a gás em função da diferença de potencial aplicada entre seus eletrodos. A partícula da curva α é mais energética do que a da curva β [TURNER, 2007].....18

Figura 7: Diagrama esquemático de uma câmara de ionização de placas paralelas. Os principais componentes da câmara de ionização são o eletrodo de polarização (1), o eletrodo coletor (2) e o anel de guarda (3). (a) é a separação entre os eletrodos, (d) é o diâmetro do eletrodo de polarização, (m) é o diâmetro do eletrodo coletor e (g) é a largura do anel de guarda [IAEA, 1995] 19

Figura 8: Espetros de energia medidos com um detector com boa resolução e com outro de má resolução [UFRJ, 2012].....23

Figura 9: Cavidade preenchida com gás encapsulada por uma parede de material diferente para ilustrar o princípio da teoria de Bragg-Gray [TURNER, 2007]. 27

Figura 10: Fonte controle de ^{90}Sr utilizada nos testes de controle de qualidade e caracterização das câmaras de ionização. Da esquerda para a direita estão ilustrados o adaptador para câmara de ionização com a fonte de ^{90}Sr e a câmara de ionização já posicionados, e a blindagem da fonte 35

Figura 11: Sistema de irradiação Pantak - Seifert com tubo de raios X modelo MXR - 160/22 36

Figura 12: Sistema dosimétrico de referência composto por câmara de ionização de placas paralelas de marca PTW, modelo 23344 à esquerda, e eletrômetro de marca PTW, modelo Unidos E à direita. Imagens retiradas do site da PTW, disponível em: < http://www.ptw.de/products_solutions.html > 37

Figura 13: *Phantom* utilizado para medições em feixes de raios X de baixa energia para radioterapia. Em destaque, placa de material equivalente a água (acrílico) para adaptação à CI de Placas Paralelas tipo 23344 da PTW. Imagem retirada do site da PTW, disponível em: < http://www.ptw.de/products_solutions.html > 38

Figura 14: Filtros de alumínio com 99,99 % de pureza, utilizados nas medidas de camada semirredutoras e no estabelecimento das qualidades de radiação X do LCI. 39

Figura 15: Variação da corrente de ionização em função da tensão de polarização em uma câmara de ionização, para diferentes níveis de radiação. Os platôs representam as regiões de operação das câmaras de ionização 44

Figura 17: Arranjo experimental utilizado na determinação da dose absorvida em água para as qualidades de T- 70 e T- 100. Objeto simulador (*Phantom*) com câmara de ionização posicionada a 100 cm do ponto focal do equipamento.....48

Figura 16: Placas de acrílico que compõe o objeto simulador. Figura a) Ilustra a superfície plana do *phantom* com câmara de ionização completamente envolta por este. Figura b) Vista lateral do objeto simulador composto por seis placas de 1,0 cm mais uma placa específica para o encaixe da câmara de ionização PTW, modelo 23344 48

Figura 18: Arranjo experimental utilizado na determinação da dose absorvida em água para as qualidades de T- 10 a T- 50. Localização do ponto de referência da câmara com auxílio dos lasers. 49

Figura 19: Teste de estabilidade em longo prazo para a câmara de ionização de placas paralelas com número de série 0708 (CA) realizado utilizando uma fonte de controle de ^{90}Sr 57

Figura 20: Teste de estabilidade em longo prazo para a câmara de ionização de placas paralelas com número de série 0709 (CB) realizado utilizando uma fonte de controle de ^{90}Sr 57

Figura 21: Curva de saturação para a câmara CA obtida para tensões nas duas polaridades utilizando a fonte de controle de ^{90}Sr. As incertezas associadas aos resultados foram menores que 0,04 % e não podem ser visualizadas na figura.....61

Figura 22: Curva de saturação obtida para a câmara CB para tensões nas duas polaridades utilizando a fonte controle de ^{90}Sr. As incertezas associadas aos resultados foram menores que 0,04 % e não podem ser visualizadas na figura.....62

Figura 23: Linearidade da resposta da câmara de placas paralelas CA. As incertezas associadas aos resultados foram menores que 0,02 % e não podem ser visualizadas na figura. 67

Figura 24: Linearidade da resposta da câmara de placas paralelas CB. As incertezas associadas aos resultados foram menores que 0,02 % e não podem ser visualizadas na figura. 67

Lista de quadros e tabelas

Tabela 1: Carga obtida em diferentes intervalos de tempo para o teste da corrente de fuga pós-irradiação para as câmaras de ionização CA e CB 59

Tabela 2: Corrente obtida em diferentes intervalos de tempo para o teste do tempo de estabilização da câmara de ionização de placas paralelas para as câmaras de ionização CA e CB 59

Tabela 3: Eficiência na coleção de íons para as câmaras de ionização de placas paralelas PTW modelo 23344 com números de série 0708 (CA) e 0709 (CB) 63

Tabela 4: Fatores de correção para recombinação iônica.....64

Tabela 5: Efeito de polaridade para a câmara de ionização de placas paralelas CA. 65

Tabela 6: Efeito de polaridade para a câmara de ionização de placas paralelas CB. 65

Tabela 7: Qualidades de feixes de radiação X de baixas energias para radioterapia implantadas no BIPM para calibração de câmaras de ionização [BIPM, 1991].....69

Tabela 8: Qualidades de feixes de radiação X de baixas energias para radioterapia implantadas no LCI para calibração de câmaras de ionização [BESSA, 2007].....70

Tabela 9: Reestabelecimento das qualidades de feixes de radiação X de baixas energias para radioterapia implantadas no LCI para calibração de câmaras de ionização. 70

Tabela 10: Qualidades de feixes de radiação X de energias baixas para radioterapia implantadas no *DIN German Standards Institute* para calibração de câmaras de ionização [DIN, 1988] 71

Tabela 11: Qualidades de feixes de radiação X de energias baixas para radioterapia implantadas no LCI para calibração de câmaras de ionização. 72

Tabela 12: Espessura de material necessário para completo *buildup* [IAEA, 2000 (a)] 74

Tabela 13: Espessura de material utilizada para o completo *buildup*.....75

Tabela 14: Fator de conversão f_w para o cálculo da dose absorvida na água com padrão em exposição e fator de correção $k_{a\rightarrow w}$ da transição da calibração no ar para a calibração num objeto simulador água equivalente. [DIN, 1988].....76

Tabela 15: Dose absorvida na água a partir de câmara calibrada para fornecer dose absorvida na água (CA).....77

Tabela 16: Dose absorvida na água a partir de câmara de ionização calibrada para fornecer exposição (CB).....77

Tabela 17: Coeficientes de calibração $\boldsymbol{NDW}, \boldsymbol{QCB}$ para a câmara de ionização CB. 80

Lista de abreviações e símbolos

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
BIPM	*Bureau International des Poids et Mesures*
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CSR	Camada semirredutora
IAEA	*International Atomic Energy Agency*
ICRP	*International Commission on Radiological Protection*
ICRU	*International Commission on Radiation Units and Measurements*
IEC	*International Electrotechnical Commission*
INIS	International Nuclear Information System
INMETRO	Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia
IPEMB	*Institute of Physics and Engineering in Medicine*
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
ISO	*International Organization for Standardization*
LCI	Laboratório de Calibração de Instrumentos
LNMRI	Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes
PTB	*Physikalisch-Technische Bundesanstalt*
PTW	*Physikalisch-Technische Werkstätten*
SI	Sistema Internacional
SRS	*Safety Reports Series*
TRS	*Technical Reports Series*
VIM	Vocabulário Internacional de Metrologia

1 INTRODUÇÃO

Os feixes de raios X de energia baixa (10 a 150 kV) são utilizados em vários locais do mundo para tratar uma ampla variedade de desordens superficiais, incluindo doenças malignas [MALINVERNI, 2002]. Além disso, os raios X de energias baixas e médias são utilizados em radioterapia intraoperatória [WENZ, 2012].

Um dos principais fatores para que os raios X sejam ainda utilizados na radioterapia é a sua rápida atenuação pelos tecidos. Além disso, os raios X quando comparados a feixes de elétrons, apresentam a vantagem da facilidade de acesso da unidade de radiação dentro de uma sala cirúrgica. A blindagem requerida por um equipamento de raios X é bastante modesta quando comparada à requerida por um acelerador linear de partículas [MA, 2006].

A maioria das recomendações nacionais e internacionais apontam vantagens no uso de câmaras de ionização de placas paralelas em dosimetria de feixes terapêuticos principalmente para elétrons de energia baixa. Isso se deve principalmente por suas características de construção, favorecendo medidas de ionização em regiões com gradientes de dose e a medida da posição do ponto efetivo na superfície interna da janela de entrada [IAEA, 1995].

Segundo a norma CNEN NN 6.10 [CNEN, 2014] no que diz respeito aos requisitos de segurança e proteção radiológica para serviços de radioterapia, todo serviço de radioterapia que possuir acelerador linear com feixe de elétrons deve possuir câmara de ionização de placas paralelas calibrada, seja em laboratório de metrologia acreditado pela Rede Brasileira de Calibração, ou intercomparada com um dos sistemas de medição de referência calibrado.

Na América Latina não há laboratórios de calibração de padronização primária. A Agência Internacional de Energia Atômica é uma organização das Nações Unidas que se identifica como um fórum tecnológico e científico para o uso pacífico da energia atômica e a fiscalização de material apropriado à fabricação de armas nucleares [FISCHER, 1997]. Seu principal instrumento é o *International Nuclear Information System (INIS)* que com a colaboração de mais de 150 membros, processa grande parte da literatura técnica científica mundial, sendo considerada a

mais completa fonte de informação mundial sobre as aplicações pacíficas da ciência e tecnologia nucleares desde o ano de 1970 até os dias de hoje [IAEA, 2010].

No Brasil a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) é o órgão responsável pela política nacional de energia nuclear e tem a responsabilidade de exercer o monopólio da União sobre as atividades nucleares. O Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, LNMRI, está localizado no IRD (CNEN/RJ) e possui padronização secundária.

O Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), que está ligado à CNEN, vem a mais de 3 décadas oferecendo serviços de calibração de detectores de radiação X, alfa, beta e gama utilizados em medidas de radioproteção e dosímetros clínicos (radioterapia e radiodiagnóstico) com radiação X e gama (^{60}Co). Para isso toma como base as recomendações dos Códigos de Práticas divulgados pela IAEA e LNMRI.

Segundo o documento intitulado “THE USE OF PLANE-PARALLEL IONIZATION CHAMBERS IN HIGH-ENERGY ELECTRON AND PHOTON BEAMS (TRS-381)”, as câmaras de ionização de placas paralelas são recomendadas para medidas em feixe de elétrons de energia baixa com energia média de 10 MeV e até mesmo abaixo de 5 MeV. Além disso, são também recomendadas para feixes com energia acima de 10 MeV. No entanto, este mesmo documento afirma que para feixes de fótons, estas câmaras são recomendadas apenas para medidas relativas da distribuição da profundidade de ionização nos feixes de fótons. As propriedades desejadas para a câmara com este propósito são as mesmas daquelas para feixes de elétrons. Portanto este documento não recomenda um procedimento de calibração direta destas câmaras em fótons de energia baixa [IAEA, 1995].

Para feixes de raios X a dose absorvida é quase igual ao kerma e sob condições de equilíbrio eletrônico é possível relacionar o kerma no ar com a dose absorvida no ar e então convertê-la para dose absorvida na água [HILL, 2014]. No entanto, são necessários vários fatores de conversão e, portanto, há um aumento na incerteza para determinação da dose absorvida sob estas condições.

Vários protocolos internacionais têm sido estabelecidos para dosimetria de raios X utilizados em radioterapia, baseados em formalismos de kerma no ar ou dose na água. Exemplo destes protocolos são o *The UK IPEMB Code of Practice and the German Standard* [IPEMB, 1996] e o *Deutsches Institut fur Normung* (DIN) 6809 Part 4 [DIN, 1988], respectivamente. Ambos os protocolos também recomendam o uso de câmaras de ionização de placas paralelas para medidas em feixes de raios X de energia baixa aplicadas à radioterapia [IPE, 1999]. No entanto, o protocolo IPEMB [IPEMB, 1996] e o *addendum* do protocolo IPEMB [IPEMB, 2005] recomendam o uso de câmaras de ionização de placas paralelas apenas para o intervalo de tensão de 8 kV a 50 kV, enquanto que o DIN 6809 [DIN, 1988] recomenda a utilização destas câmaras para aplicação num intervalo de tensão que se estende de 10 kV a 100 kV.

Um estudo comparativo da determinação da dose absorvida na água para feixes de energia baixa foi realizado pelo *National Physical Laboratory* (NPL). Este estudo mostra que ambos os protocolos, DIN 6809 [DIN, 1988] e IPEMB [IPEMB, 1996], apresentam metodologias semelhantes [IPE, 2001]. Além disso, segundo estudo por Elias Dellow [DELLOW, 2008] o protocolo DIN [DIN, 1988] é o que melhor se correlaciona com os protocolos da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) [IAEA, 2000 (a)]. Uniformidade entre os protocolos é necessário para facilitar a comparação entre as doses calculadas com diferentes protocolos [DELLOW, 2008].

O documento TRS-398 (ABSORBED DOSE DETERMINATIION IN EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY) [IAEA, 2000 (a)] é baseado em dose absorvida na água. Este recomenda o estabelecimento de qualidades de radiação para a determinação de dose absorvida sob condições de referência (dose absorvida na água) para todos os instrumentos utilizados em medidas de radioterapia. Os resultados obtidos utilizando este protocolo na determinação da dose são semelhantes aos obtidos usando o DIN standard [DIN, 1988] baseado em dose absorvida na água, para todas as qualidades de radiação [Rosenschold, 2008]. O TRS 398 [IAEA, 2000 (a)] foi o documento utilizado para a implantação dos métodos de calibração de dosímetros clínicos em feixes de ^{60}Co no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do IPEN.

No entanto, existe um problema com a adoção do protocolo TRS 398 [IAEA, 2000 (a)] para feixes de raios X que é a pouca disponibilidade de calibração em dose absorvida na água. O número de laboratórios que tem o procedimento de calibração em termos de dose absorvida na água é limitado, até o momento [HILL, 2014]. Recentemente vários aspectos relacionados à determinação da dose absorvida na água por feixes de raios X de energia baixa têm sido estudados utilizando as técnicas de Monte Carlo [MUIR, 2012].

Como no Brasil não existe nenhum laboratório de calibração oferecendo o serviço de controle ou calibração de câmaras de ionização de placas paralelas, o objetivo deste projeto é estabelecer e implantar uma metodologia para calibração de câmaras de ionização de Placas Paralelas em feixes de raios X de baixa energia (10 - 100 kV) em termos de dose absorvida na água utilizando simuladores no LCI.

O LCI, localizado no IPEN calibra anualmente cerca de 200 dosímetros clínicos em feixes de radiações gama e de radiação X, pertencentes a clínicas de radioterapia e hospitais de todo o Brasil. Estima-se que existem aproximadamente 20 dosímetros clínicos em uso para radiação X de baixas energias e que não são calibrados ou testados em feixes de referência. Com a implantação da metodologia de calibração no LCI estima-se que este número pode aumentar.

1.2 Finalidade e Objetivos

1.2.1 Finalidade

- ✓ Estabelecer uma metodologia de calibração para Câmaras de Ionização de placas paralelas aplicadas a feixes de raios X terapêuticos de baixa energia.

1.2.2 Objetivos

- ✓ Realizar testes de caracterização em duas câmaras de ionização de placas paralelas de acordo com as recomendações internacionais, visando a sua utilização como instrumentos de referência.

- ✓ Escolher uma metodologia para determinar a dose absorvida na água a partir de uma câmara de ionização calibrada em termos de exposição
- ✓ Implantar as qualidades de radiação no intervalo de 10 a 100 kV, no sistema de radiação X do LCI
- ✓ Determinar a dose absorvida na água utilizando ambas as câmaras de ionização;
- ✓ Determinar um coeficiente de calibração em termos de dose absorvida na água, N_{dwQ}, para a câmara de ionização que foi inicialmente calibrada em termos de exposição
- ✓ Testar a metodologia em qualidades de feixe padronizado e em feixes clínicos;
- ✓ Desenvolver um protocolo de calibração de câmaras de ionização de placas paralelas em termos de dose absorvida na água;

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Este capítulo tem por finalidade apresentar e discutir a fundamentação teórica necessária para a compreensão dessa dissertação. A fundamentação será dividida em tópicos e os principais temas abordados envolvem a produção de raios X o princípio de funcionamento das câmaras de ionização, as grandezas dosimétricas e o conceito de rastreabilidade.

2.1 Produção de raios X

Os raios X são produzidos quando elétrons em alta velocidade interagem com algum material [EISBERG & RESNICK, 1979]. Todo sistema de raios X é composto por um cátodo e anodo inseridos num tubo de vidro a vácuo. O cátodo consiste geralmente de uma folha de tungstênio, filamento em espiral, que quando aquecido emite elétrons termionicamente e estes são atraídos por força de atração eletromagnética pelo ânodo (potencial positivo). Na Figura 1 está ilustrado um esquema do tubo de Crooke’s ou tubo de raios catódicos como era conhecido o tubo de raios X quando da sua descoberta.

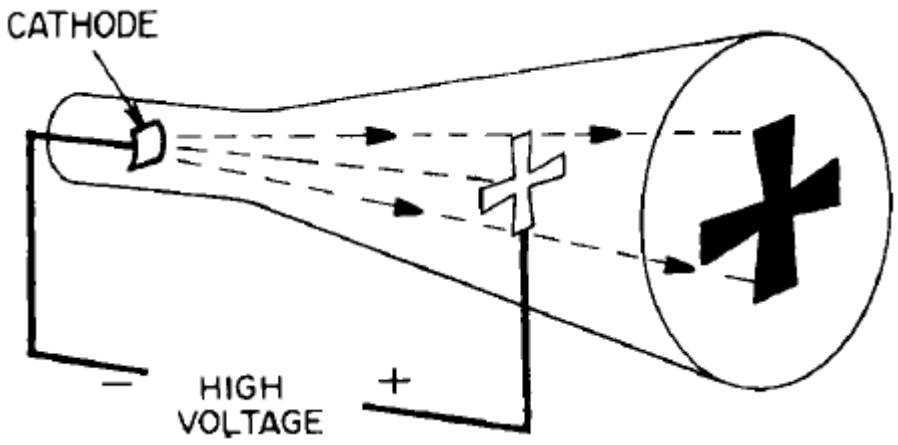

Figura 1: Diagrama esquemático do tubo de Crooke's ou tubo de raios catódicos [TURNER, 2007]

Tendo em conta o vácuo dentro do tubo de vidro e uma diferença de potencial elétrico aplicada ao sistema cátodo-ânodo, os elétrons emitidos pelo filamento adquirem alta velocidade e ao interagirem com o alvo produzem os raios X [JOHNS, 1983]. Estes raios X podem ser do tipo característico ou do tipo freamento (*bremsstrahlung)* a depender do tipo de interação. O material da região em que ocorre a colisão dos elétrons ou alvo depende da aplicação desejada para a radiação X, sendo os materiais mais comuns o tungstênio, o molibidênio e o ródio [BUSHONG, 2010]. É importante que o alvo tenha alto ponto de fusão, pois além de raios X, no momento da interação os elétrons perdem grande parte de sua energia em forma de calor [DENDY, 1999].

Os principais fatores que afetam o espectro de raios X são a tensão aplicada à corrente no tubo e o material do alvo. Sabe-se que a energia máxima do fóton produzido é igual à máxima energia dos elétrons que atingem o alvo e sendo assim, variações na tensão aplicada alteram a energia máxima dos fótons de raios X e, portanto, a sua qualidade. Além disso, um aumento na tensão acarretará um aumento na quantidade de raios X produzidos proporcional a KV^2. A emissão total de raios X também depende do número de elétrons que colidem no alvo, ou seja, dependem da corrente no tubo, e quanto mais elétrons interagem, mais radiação X é produzida. Para uma mesma corrente no tubo e para uma dada tensão aplicada, quanto maior o número atômico do alvo, maior a quantidade de radiação X produzida [SCAFF, 2010].

2.1.1 Raios X de freamento

Predominantemente os raios X de freamento são resultantes da interação de elétrons com núcleos de átomos de número atômico elevado. Durante esta interação há uma desaceleração e mudança de direção na trajetória do elétron devido à repulsão eletromagnética com os prótons do núcleo. Esta desaceleração ocasiona a perda de energia do elétron na forma de emissão de um fóton de raios X, segundo a Figura 2. Esse fóton de raios X, devido ao mecanismo e ao ângulo aleatório de saída da partícula após a interação tem energia que pode variar desde o valor zero até um valor máximo, igual à energia cinética da partícula incidente [THAUATA, 2013].

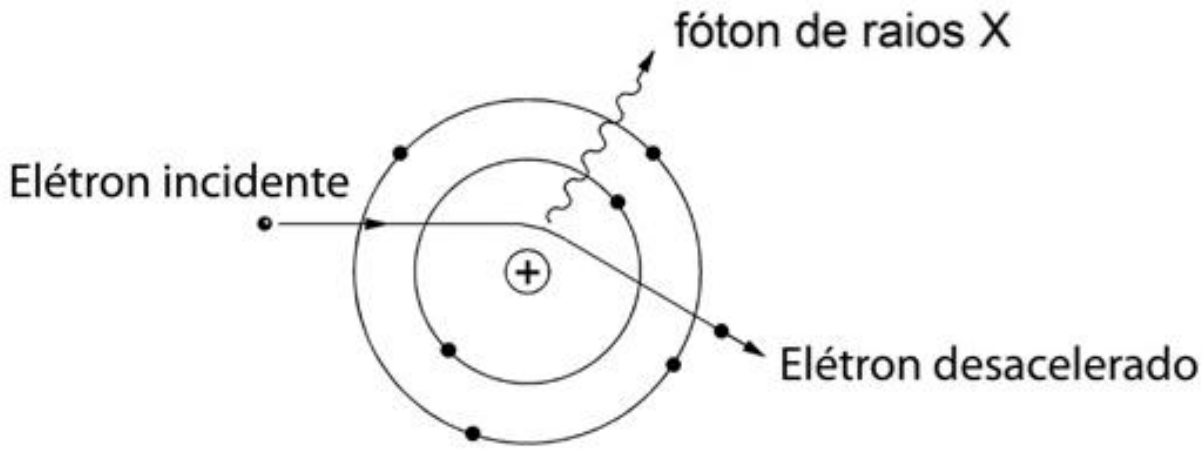

Figura 2: Elétron incidente sofrendo o desvio da trajetória e produzindo o raios X de freamento [Figura adaptada de Study Guide, Chapther 7. Disponível em: <http://whs.wsd.wednet.edu/faculty/busse/mathhomepage/busseclasses/radiationphysics/lecturenotes/chapter7/chapter7.html>]

2.1.2 Raios X característicos

Os raios X característicos são produzidos quando os elétrons incidentes no alvo perdem energia cinética interagindo com os elétrons da eletrosfera do átomo, e dessa interação resultam transições de nível energético [TURNER, 2007]. A colisão dos elétrons incidentes com os elétrons da eletrosfera ocasiona a ionização ou excitação do átomo e elétrons de níveis energéticos mais externos e mais energéticos migram para níveis energéticos mais internos e menos energéticos do átomo [OKUNO, 2010]. A diferença de energia entre os níveis energéticos atômicos é característica de cada material alvo e é emitida em forma de fótons com energia bem definida.

A Figura 3 apresenta o espectro de raios X obtido com aceleração dos elétrons por uma tensão de 100 kVp. A curva sólida indica a emissão de fótons após as filtrações inerentes e adicionais ao tubo. A curva tracejada indica os fótons de raios X produzidos no tubo antes de quaisquer filtrações. A filtração, quando utilizada, causa o endurecimento do feixe, ou seja, bloqueia os fótons de raios X de baixa energia, e em técnicas de imagem evitam uma dose desnecessária ao paciente [IAEA, 2007].

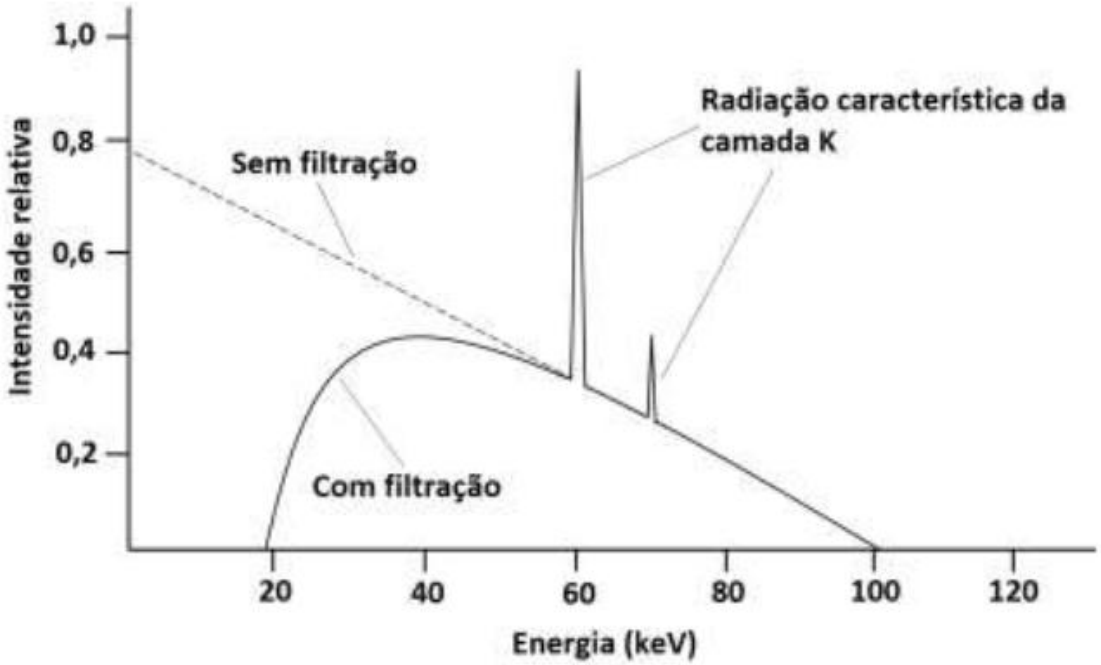

Figura 3: Espectro de raios X com potencial elétrico aplicado de 100 kVp usando alvo de tungstênio e filtração adicional de 2,5 mm de alumínio. A curva tracejada indica ausência de filtração e os dois picos indicam o raios X característicos [DENDY, 1999]

Os dois picos apresentados no espectro de raios X da figura 3 são conhecidos por radiação característica.

2.2 Qualidade de raios X

Um dos principais interesses quanto aos raios X é o seu poder de penetração. Esta habilidade é chamada de qualidade da radiação e está diretamente relacionada com a deposição de energia no tecido humano por meio da dose absorvida [MEGHZIFENE, 2010].

Tanto o espectro de raios X quanto a qualidade do feixe devem ser conhecidos para se estudar as propriedades dosimétricas dos feixes de raios X. No entanto, o procedimento de espectrometria é caro, além disso, demorado para aplicação na rotina e requer bastante atenção, por esta razão a determinação da camada semirredutora (CSR) é geralmente utilizada para descrever a qualidade do feixe. Em raios X de kilovoltagem a determinação da CSR do feixe de raios X pode

ser usada para caracterizar a energia efetiva por converter a CSR para o coeficiente de atenuação linear ou coeficiente de atenuação mássico [CHEN, 2012].

A CSR de um feixe de raios X é a quantidade ou espessura de certo material absorvedor ou filtração necessária para reduzir a intensidade do feixe à metade do seu valor inicial, para geometrias de feixe estreito [ATTIX, 2004].

Para medição de CSR, devem ser utilizadas câmaras de ionização com pequena dependência energética. Caso a dependência energética da câmara de ionização seja quantitativamente significativa, o decréscimo do valor apresentado pela câmara de ionização não corresponderá diretamente à diminuição da intensidade do feixe. Além disso, também é necessário atenção quanto à escolha dos filtros atenuadores, principalmente para feixes de baixa energia, onde o efeito fotoelétrico é predominante. O principal material utilizado para determinação da CSR é o alumínio e uma pequena quantidade de impureza de elevado número atômico nestes filtros irá levar a resultados incorretos [HORTON, 1987].

2.3 Interação da radiação eletromagnética com a matéria

A depender da energia do fóton e do número atômico do material com o qual este interage, diferentes tipos de interação da radiação com a matéria podem ocorrer. Os principais tipos de interação são o efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares.

2.3.1 Efeito fotoelétrico

A emissão de elétrons por materiais submetidos à radiação eletromagnética de uma determinada frequência foi denominada de “efeito fotoelétrico” ou “emissão fotoelétrica” [SCAFF, 2010].

Einstein explicou as características do efeito fotoelétrico segundo a teoria quântica, onde cada elétron absorvia um “*quantum*” de radiação, ou fóton [EISBERG, 1979].

Nesse processo, parte da energia do fóton é gasta para retirar um elétron fortemente ligado ao átomo, e o restante, transformado em energia cinética do elétron e do átomo. A lei de conservação de energia pode ser descrita pela Equação 1 [OKUNO, 2010].

$$h\nu = K + k_{at} + B \approx K + B \quad (1)$$

onde *hv* é a energia do fóton incidente, *K* é a energia cinética do elétron emergente, K_{at} a energia cinética do átomo e *B* a energia de ligação do elétron.

O esquema da Figura 4 representa a formação do efeito fotoelétrico e a consequente emissão de raios X característico devido à vacância deixada pelo elétron emergente.

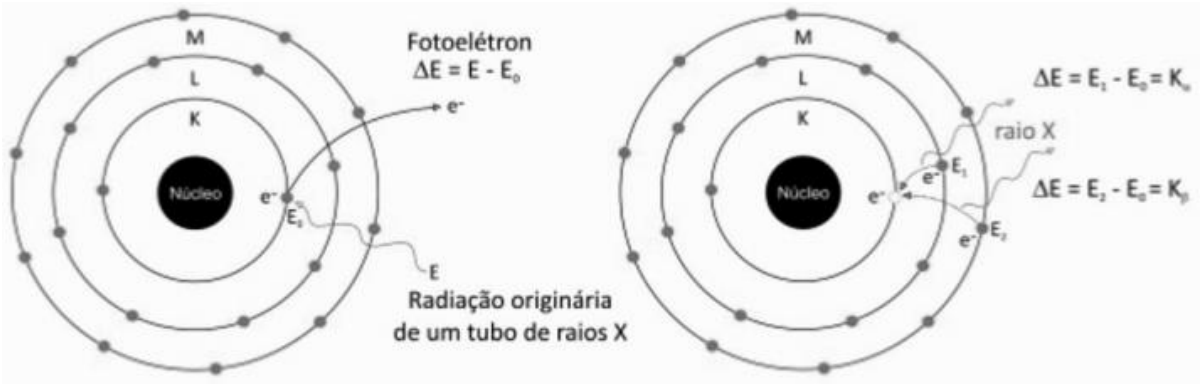

Figura 4: Representação esquemática do efeito fotoelétrico e emissão de raios X característicos. A emissão de raios X característico neste caso é consequência dos elétrons menos energéticos que ocupam a vacância deixada no átomo após o efeito fotoelétrico [SCHWAB, 2011]

2.3.2 Efeito Compton

Neste tipo de interação da radiação eletromagnética com a matéria, fótons com energia inferior a energia incidente emergem do material alvo em diversas direções. O ângulo de espalhamento do fóton emergente está diretamente

relacionado com a energia deste. Este processo ocorre quando um fóton interage com um elétron livre que se encontra em repouso no átomo, o elétron após a interação adquire um energia cinética *K* e um fóton com energia *hv'* segundo a Equação 2 é emitido [OKUNO, 2010]. A Figura 5 ilustra o fóton colidindo com o elétron e produzindo um elétron de recuo e um fóton espalhado.

$$hv' = hv - K \tag{2}$$

onde *hv'* é a energia do fóton espalhado, *hv* é a energia do fóton incidente e *K* é a energia do elétron de recuo.

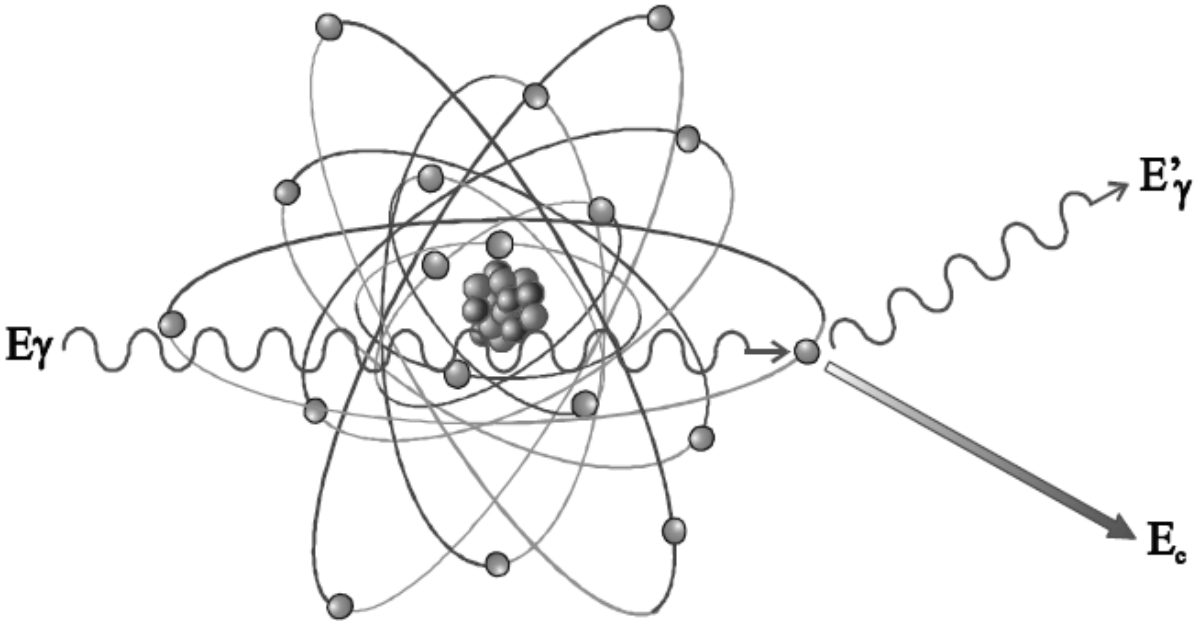

Figura 5: Representação esquemática do espalhamento Compton. Na figura, E_γ é a energia do fóton incidente, E_γ' é a energia do fóton espalhado e E_e é a energia do elétron [THAUATA, 2013]

2.3.3 Produção de pares

A produção de par é o tipo de interação da radiação eletromagnética predominante para fótons de alta energia. Este efeito ocorre exclusivamente para

fótons com energia igual ou superior a 1,022 MeV ($2m_0c^2$) que interage com o campo elétrico nuclear sendo totalmente absorvido na interação e tendo sua energia convertida em massa de repouso e energia cinética do par eletro-pósitron. As Equações 3 e 4 esquematizam a cinemática do processo de produção de pares.

$$h\nu = k_- + k_+ + k_{at} + 2m_0c^2 \tag{3}$$

$$h\nu \approx k_- + k_+ + 2m_0c^2 \tag{4}$$

onde $h\nu$ é a energia do fóton incidente, k_- é a energia cinética do elétron, k_+ é a energia cinética do próton, k_{at} a energia cinética do átomo e $2m_0c^2$ é duas vezes a energia de repouso das partículas.

2.4 Grandezas dosimétricas

Em 1925 surgiu o interesse por parte da comunidade médica da área de radiologia em criar uma comissão capaz de tratar das decisões relativas às radiações. Sendo assim, a *International Commission in Radiation Units and Measurements* (ICRU) foi criada a fim de estabelecer grandezas e unidades de Física das Radiações, critérios de medida e efetuar sua divulgação. A internacionalização destas informações possibilita intercomparações entre diversos laboratórios, clínicas médicas e institutos de pesquisa.

As grandezas no que diz respeito à Física das Radiações estão divididas em três principais categorias: grandezas físicas, grandezas de proteção e grandezas operacionais. Para o melhor entendimento desta dissertação serão apresentadas abaixo as três principais grandezas físicas: exposição, kerma no ar e dose absorvida na água.

2.4.1 Exposição

A exposição segundo definição no ICRU Report 60 [ICRU,1998] é o quociente de *dQ* por *dm* conforme pode ser visto na Equação 5.

$$X = \frac{dQ}{dm} \tag{5}$$

onde *dQ* é o valor absoluto da carga total dos íons de um mesmo sinal produzidos no ar quando todos os elétrons e pósitrons liberados ou criados por fótons no ar de massa *dm* são completamente parados no ar.

A unidade da exposição segundo o Sistema Internacional de Unidades (SI) é o $C.Kg^{-1}$. A unidade especial para exposição é o roentgen (*R*) e a relação entre ambas as unidades é: 1R = 2,58 x 10^{-4} C/kg de ar.

2.4.2 Kerma no ar

De acordo com o ICRU Report 60 [ICRU, 1998] o Kerma *K* é definido como o quociente de dE_{tr} por *dm*, conforme pode ser visto na Equação 6.

$$k = \frac{dE_{tr}}{dm} \tag{6}$$

onde dE_{tr} é a soma da energia cinética de todas as partículas carregadas liberadas por partículas não carregadas em uma massa de material e *dm* é a massa do material.

A unidade do kerma segundo o Sistema Internacional de Unidades (SI) é o Joule/Kilograma ($J\ Kg^{-1}$), que pode ser chamada de Gray (Gy).

Parte da energia transferida pelas partículas carregadas ao meio pode ser gasta com colisões e parte com radiação, desta forma, o kerma pode ser dividido em duas partes: kerma de colisão (k_C) e kerma radioativo (k_R) onde o kerma total é a soma destes dois conforme pode ser visto na Equação 7 [SYLLABUS, 2003].

$$K = k_C + k_R \tag{7}$$

O kerma refere-se à transferência inicial de energia e muitas vezes é usado como dose absorvida, por ser numericamente igual, principalmente para energias de fótons inferiores a 1 MeV. Além disso, o kerma de colisão coincide com a dose absorvida sempre que as condições de equilíbrio eletrônico são satisfeitas [OKUNO, 2010].

Multiplicando-se o kerma de colisão por e/w_{ar}, o número de coulombs de carga criada por joule de energia depositada, da a carga criada por unidade de massa de ar ou exposição conforme a Equação 8 [SYLLABUS, 2003].

$$X = K_{col_{ar}} \left(\frac{e}{w_{ar}}\right) \tag{8}$$

onde X é a exposição e $K_{col_{ar}}$é o Kerma de colisão no ar.

Atualmente os protocolos internacionais recomendam a substituição da grandeza exposição pela grandeza kerma no ar, já que é a dissipação da energia cinética dos elétrons secundários que formam as ionizações [BURNS, 2009]. A relação entre estas grandezas é satisfeita mesmo que não haja equilíbrio eletrônico e de acordo com as Equações 7 e 8 o kerma no ar pode ser expresso na Equação 9.

$$k = \frac{w/e}{1-g} X \tag{9}$$

onde w/e = 33,97 J/kg e corresponde a energia média para formação de um par de íons no ar e *1 - g* é a correção média para perdas de energia dos elétrons secundários por radiação de freamento.

Segundo o TRS 457 (IAEA, 2007), o kerma no ar é definido como o kerma medido no ar devido a um feixe de raios X incidente no ar no lugar do paciente ou da superfície do objeto simulador.

2.4.3 Dose absorvida

A dose absorvida é definida pelo ICRU report 51 [ICRU, 1993] como sendo o quociente de dE/dm, e a taxa de dose absorvida $\dot{D}$ é o quociente do incremento de dose absorvida dD pelo intervalo de tempo dt conforme pode ser visto na Equação 10.

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} = \frac{dE/dm}{dt} \tag{10}$$

onde $\dot{D}$ é a taxa de dose absorvida, *dD* é o incremento de dose absorvida, *dt* é o intervalo de tempo, dE é a energia depositada no meio e *dm* é a massa do meio onde a energia foi depositada.

A unidade da dose absorvida segundo o Sistema Internacional de Unidades (SI) é o Joule/Kilograma (J Kg^{-1}), que pode ser chamada de Gray (Gy).

Existe uma relação entre dose absorvida no ar e exposição a raios X e gama sempre que a energia cinética dos elétrons liberados pela radiação no ar seja gasta em colisões, sem emissão de radiação de freamento. Esta relação só é valida quando houver equilíbrio eletrônico no volume em questão e pode ser expressa pela Equação 11.

$$D_{ar} = 0{,}00876\, X \tag{11}$$

onde D_{ar} é dado em Gray e *X* em Roentgen.

2.5 Câmaras de ionização

Atualmente existem vários tipos de detectores de radiação ionizante, entre eles estão o filme radiocrômico, detectores de traços, cintiladores, termoluminescentes e os detectores de estado sólido e os detectores a gás. Dentre todos, os detectores a gás é um dos mais antigos dispositivos de medida das radiações e é nesta classe de dispositivo que a câmara de ionização se enquadra.

Todos os detectores gasosos tem basicamente o mesmo princípio de funcionamento. São produzidas ionizações e excitações pela interação da radiação no volume sensível (gás) do detector e para cada átomo ionizado é formado um elétron livre e um íon positivo. Estas cargas formadas serão coletadas por eletrodos ao qual estejam submetidos a uma diferença de potencial elétrico.

Durante a aceleração das cargas ate os eletrodos coletores pode haver novas interações até mesmo com as moléculas do gás ou haver recombinação iônica. A recombinação iônica reduz o sinal de coleta e desta forma, a carga coletada pode não mais ser uma boa representante da radiação incidente. Existem dois tipos de recombinação iônica, a recombinação colunar e a recombinação volumétrica. A recombinação colunar ocorre entre íons de um mesmo traço, pertencentes a uma mesma trajetória e a recombinação volumétrica ocorre entre íon de diferentes trajetórias [GRYZINSKI, 2007].

Os diferentes tipos de detectores gasosos operam em regiões distintas de diferença de potencial entre os eletrodos. É importante que a tensão de polarização aplicada aos detectores de radiação não seja tão alta a ponto de romper a rigidez dielétrica do gás, nem tão baixa a ponto de possibilitar a recombinação dos íons [OKUNO, 2010]. Na Figura 6 estão ilustradas as regiões de operação dos detectores a gás em relação à tensão de polarização aplicada aos eletrodos dos detectores. Segundo Knoll [KNOLL, 1989], para um dado tipo de gás a uma dada pressão, a carga coletada por unidade de energia cresce com a tensão aplicada, atingindo a saturação, quando a recombinação no detector se torna desprezível.

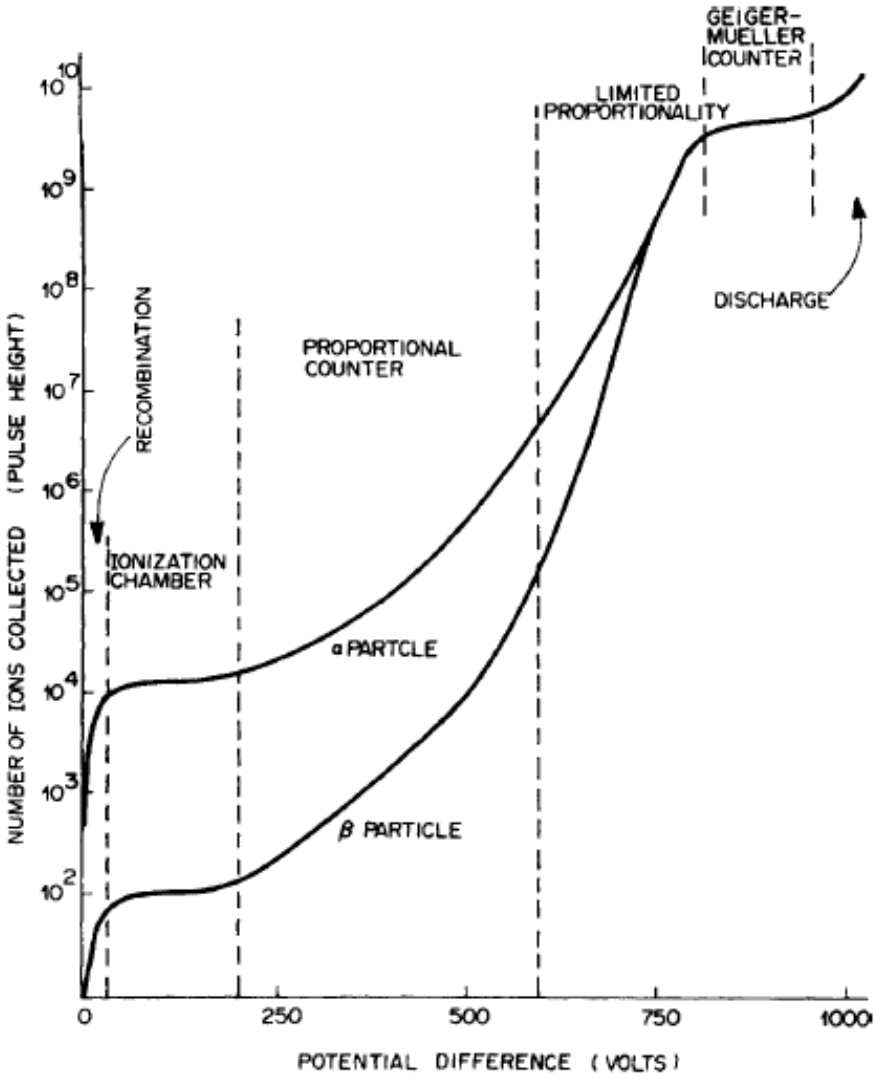

Figura 6: Região de operação para detectores a gás em função da diferença de potencial aplicada entre seus eletrodos. A partícula da curva α é mais energética do que a da curva β [TURNER, 2007]

Na Figura 6 ainda pode ser visualizada a dependência da coleção de íons em relação à energia da partícula, onde para partículas mais energéticas na região de operação das câmaras de ionização, mais íons são produzidos e consequentemente coletados.

2.5.1 Câmaras de ionização de placas paralelas

Existem vários tipos de câmaras de ionização, com projetos e dimensões que variam de acordo com o tipo de utilização a que se destinam. A câmara de ionização de placas paralelas é a mais simples delas.

A câmara de ionização de placas paralelas é formada basicamente por dois eletrodos planos e paralelos, opostos, separados por alguns milímetros e sujeitos a um campo elétrico [SHANI, 2001]. Um dos eletrodos funciona como janela de entrada e eletrodo polarizador e o outro como parede de saída e eletrodo coletor. Normalmente a parede de saída é um bloco de plástico condutor ou um material não condutor, como poliestileno, com uma fina camada de material condutor, como o grafite, formando o eletrodo coletor e o sistema de anéis de guarda no topo, muitas vezes limitando o volume da câmara de ionização [IAEA, 2005]. A Figura 7 consiste num diagrama esquemático de uma câmara de ionização de placas paralelas.

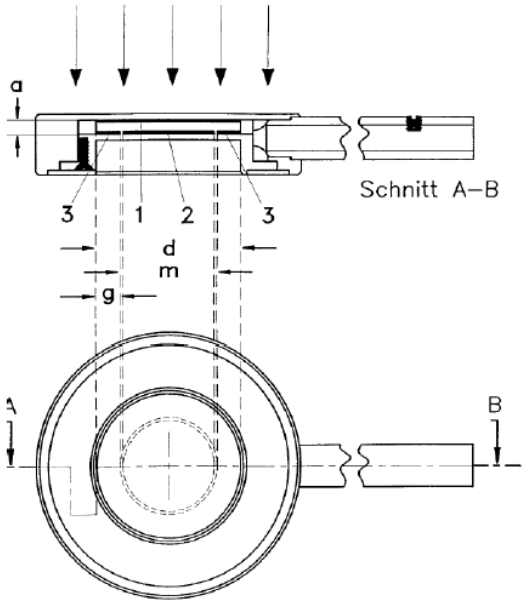

Figura 7: Diagrama esquemático de uma câmara de ionização de placas paralelas. Os principais componentes da câmara de ionização são o eletrodo de polarização (1), o eletrodo coletor (2) e o anel de guarda (3). (a) é a separação entre os eletrodos, (d) é o diâmetro do eletrodo de polarização, (m) é o diâmetro do eletrodo coletor e (g) é a largura do anel de guarda [IAEA, 1995]

Os anéis de guarda também têm como função manter uniforme a distribuição das linhas de campo elétrico entre as placas e reduzir a corrente de fuga da câmara de ionização. A corrente de fuga é interceptada pelos anéis de guarda e estes fazem com que ela flua para o fio terra, conectado ao eletrômetro, dispositivo de medição, de forma que a corrente de fuga não passe pelo eletrodo coletor [IAEA, 2005].

O eletrômetro mantém o anel de guarda e o eletrodo coletor em um potencial adequado, elevado a depender do volume sensível da câmara de ionização. Esta condição de igual potencial elétrico aplicado ao eletrodo coletor e anéis de guarda é necessária para que efeitos de distorção do campo elétrico no volume coletor sejam evitados. O volume sensível deve ser bem definido, a fim de se manter as condições de equilíbrio eletrônico, condição esta necessária para obter medições precisas quando o gás que preenche o volume sensível da câmara de ionização é o ar [ATTIX, 2004].

As câmaras de ionização de placas paralelas são recomendadas para dosimetria de feixes de elétrons com energias abaixo de 10 MeV. Também são utilizadas para medições de doses superficiais e por essa razão também são conhecidas por câmaras superficiais e, além disso, são utilizadas para medições de dose em profundidade na região de *buildup* de feixes de fótons de megavoltagem [IAEA, 2005].

Feixes de raios X de baixa energia (10 a 150 kV) são indicados para tratamento com radioterapia de lesões superficiais [HORTON, 1987]. E para dosimetria das radiações de baixa energia são necessárias câmaras de ionização com volumes pequenos, com paredes de material de baixo número atômico (plásticos ou grafite) e espessuras suficientes para garantir um completo equilíbrio eletrônico e, além disso, geralmente são preenchidas com ar à pressão atmosférica do local [OKUNO, 2010]. As câmaras de ionização de placas paralelas modelo 23344 da PTW atendem a estes pré-requisitos e é um exemplo de câmaras de ionização indicadas para medições de feixes de raios X de baixa energia com aplicação em radioterapia.

2.5.1.1 Propriedades do detector

Para que seja possível analisar corretamente as respostas de um detector de radiação, é necessário conhecer algumas de suas características principais, como a eficiência, a sensibilidade, precisão e exatidão, a faixa dinâmica, a repetibilidade, a reprodutibilidade, estabilidade, a resolução e a linearidade com a resposta.

A eficiência de um detector consiste basicamente na capacidade que o detector tem para registrar a radiação incidente. Esta pode ser classificada como eficiência intrínseca ou eficiência absoluta. A eficiência intrínseca de um detector relaciona sua resposta com a quantidade de radiação que o atingiu independente da geometria de irradiação. Quanto à eficiência absoluta de um detector, esta depende não somente das propriedades do detector como também dos detalhes de toda a geometria envolvida. A eficiência absoluta pode ser definida como a razão do número de contagens registradas pelo detector pelo número de fótons emitidos pela fonte em todas as direções [AKKURT, 2014].

A sensibilidade do detector é a razão entre a variação da resposta de um instrumento e a correspondente variação do estímulo. Pode ainda ser dada pela menor quantidade possível de detecção. Quanto maior a resposta do detector a um dado estímulo mais sensível é este detector A sensibilidade, além de depender do material e do volume sensível do detector, varia com a precisão com a qual se obtém o sinal do detector. Precisões pobres, ou seja, incertezas elevadas estão associadas à baixa sensibilidade em detectar a radiação [OKUNO, 2010].

Na radioterapia a incerteza nas medições é normalmente expressa em termos de exatidão e precisão. A exatidão das medidas dosimétricas é a proximidade do valor esperado com o valor verdadeiro da quantidade medida. Resultados de medições não podem ser absolutamente exatos e a inexatidão da medição é caracterizada como incerteza. A precisão dosimétrica especifica a reprodutibilidade das medições em condições similares de medição e pode ser estimada dos dados obtidos em medições repetidas. Medições precisas apresentam um pequeno desvio padrão [IAEA, 2005].

Para todo detector é comum existir uma saturação do sinal mensurado, que deixa de variar ou varia lentamente a partir de um valor máximo, seja pela

capacidade de coleta do sinal ou por uma limitação do volume sensível. A ocorrência de saturação determina o valor do limite superior da faixa dinâmica e a quantidade mínima detectável define o limite inferior dessa faixa. A faixa dinâmica do detector então representa o intervalo de valores da grandeza medida no qual ele produz uma resposta [ATTIX, 2004].

A repetibilidade avalia a variação obtida nos resultados quando todo o procedimento de medida é repetido em um intervalo de tempo curto sem que haja qualquer mudança nos procedimentos de medição. Esta relacionada com a precisão intrínseca do detector.

A reprodutibilidade do detector por outro lado, envolve a análise de medições com variações seja do operador, do detector, da época da medição, ou do local de medida desde que sejam equivalentes. A reprodutibilidade relaciona-se com a precisão de todo o processo de medida e não somente com as características do detector.

A aptidão do instrumento em conservar constantes suas características de medição ao longo do tempo é conhecida por estabilidade de um detector. Fatores de conservação e armazenamento podem influenciar na estabilidade do instrumento [THAUATA, 2003].

Um sistema de detecção deve ser calibrado antes de ser utilizado na detecção de radiação a fim de identificar a escala de energia que este é capaz de interpretar a medição. Desta forma, a resolução pode ser classificada como a capacidade de distinguir dois sinais muito próximos seja em energia, em posição, em tempo ou qualquer outra variável. A resolução energética de um detector é geralmente expressa em percentual e em outras palavras, o detector deve ter resolução mínima para distinguir duas energias que são separadas por mais do que uma largura a meia altura do pico do espetro de energia. A resolução pode ainda ser determinada quantitativamente pela Equação 12 [AKKURT, 2014].

$$R = \frac{FWHM}{E_0} X\ 100 \qquad (12)$$

onde *R* é a resolução em energia, E_0 é a energia coletada e *FWHM* (*Full Width at Half Maximum*) é a largura a meia altura do pico do espectro de radiação.

A Figura 8 ilustra um espectro de uma fonte monoenergética para um detector com boa e outro com má resolução. As áreas sob as curvas são iguais para mesmas condições de medição e ambas as distribuições apresentam o mesmo valor médio, embora larguras diferentes [AHMED, 2007].

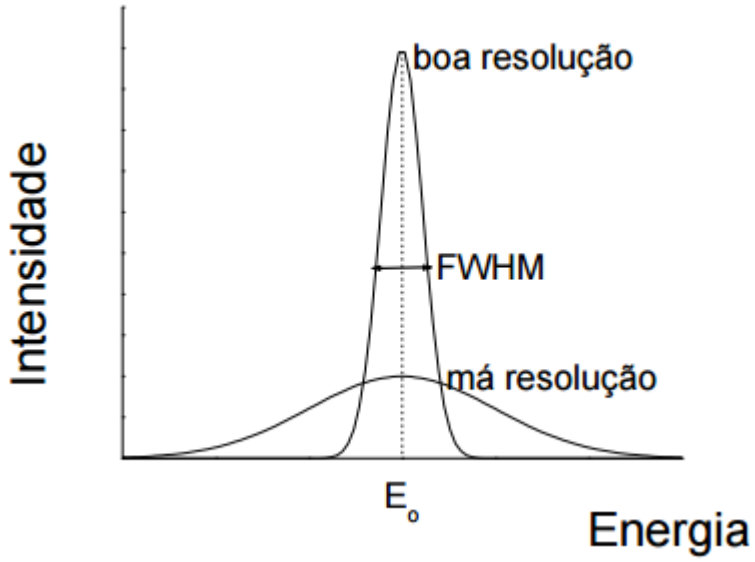

Figura 8: Espetros de energia medidos com um detector com boa resolução e com outro de má resolução [UFRJ, 2012].

A resolução é normalmente expressa com um percentual. Detectores semicondutores possuem uma resolução típica de 1%, enquanto que detectores de cintilação possuem uma resolução de 5 -10 % [UFRJ, 2012].

2.5.1.2 Recombinação iônica

Quando os íons formados no volume sensível da câmara de ionização não recebem uma aceleração adequada, parte destes íons pode sofrer recombinação iônica. Os íons recombinados não mais serão coletados pelos eletrodos coletores e

assim, haverá uma redução da intensidade do sinal elétrico produzido que não mais representará a grandeza desejada [AGUIAR, 2014].

Dentre os dois tipos de recombinação iônica, colunar ou volumétrica, a recombinação colunar é mais provável de acontecer para partículas altamente ionizantes, de trajetória essencialmente retilínea, como as partículas α. Enquanto isto, a recombinação volumétrica está relacionada não com a transferência linear de energia (LET) das partículas, mas com a densidade iônica do meio, principalmente quando há espalhamento, como na ocorrência do efeito Compton. Desta forma, é possível afirmar que a chance de um íon se recombinar com uma partícula carregada de sinal contrário é proporcional ao produto da concentração dos dois íons e ao tempo, conforme representado pela Equação 13 [JOHNS, 1983]. Ambos os processos de recombinação dependem da geometria da câmara e da tensão de polarização aplicada [IAEA, 2000 (a)].

$$\begin{matrix} \textit{número de recombinações por} \\ \textit{unidade de volume no tempo}, t \end{matrix} = \alpha\, C_{+}\, C_{-}\, t \qquad (13)$$

A recombinação colunar tem influência desprezível em aplicações clínicas [SHANI, 2001], no entanto, a recombinação geral pode influenciar na coleta de cargas pelas câmaras de ionização [GELEIJNS, 1995]. Em câmaras de ionização de placas paralelas geralmente o efeito da recombinação iônica inicial ou colunar representa de 0,1 % – 0,2 % [HUQ, 2003].

À medida que a tensão de polarização aumenta a recombinação iônica diminui, o número de cargas coletadas aumenta até se atingir o nível de platô ou região de saturação. Para operação das câmaras de ionização a tensão de polarização deve se manter alta suficiente para minimizar a recombinação iônica e baixa o suficiente para evitar a desproporcionalidade entre a radiação incidente e as cargas coletadas devido à formação de ionizações secundárias [TURNER, 2007].

Mesmo que a tensão de operação da câmara de ionização seja escolhida de maneira a garantir a coleta da carga total produzida no volume sensível, a medição do efeito de recombinação deve ser realizada para cada câmara de ionização a fim

de se obter o fator de correção para este efeito [DAS, 1998]. Segundo Boag [BOAG, 1987], o fator de correção para a recombinação iônica deve ser aplicado mesmo para tensões que possibilitem uma mínima recombinação. A contribuição desses efeitos com a incerteza na resposta da câmara é, geralmente inferior a 0,1 % [BURNS, 2009].

2.5.1.3 Curva de saturação

A curva de saturação nada mais é que um gráfico da resposta da câmara de ionização, ou seja, um gráfico da corrente ou carga coletada em função da tensão de polarização aplicada para uma taxa de dose ou dose constante, respectivamente. A resposta da câmara inicialmente aumenta linearmente com a tensão para baixas tensões até atingir um platô ou região de saturação para tensões mais elevadas [IAEA, 2005].

A região de saturação compreende a região de coleta total das cargas produzidas. No entanto, esta afirmação depende da forma e dimensões da câmara, da tensão aplicada e se a fonte de radiação é contínua ou pulsada. Desta forma a região de saturação pode ou não representar uma região de coleta total de cargas [JOHNS, 1989].

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 [BOAG, 1987].

2.5.1.4 Efeito da 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.

A leitura de uma câmara de ionização pode mudar quando o potencial de polarização é invertido. Em feixes de fótons, geralmente o efeito da polaridade ou sua variação com a qualidade do feixe é geralmente desprezível. No entanto, em

feixes de elétrons e principalmente para câmaras de ionização de placas paralelas, o efeito de polarização tem relevância significativa [HUQ, 2003].

O efeito da polaridade é dependente de fatores como: material e geometria da parede da câmara, material e distância entre os eletrodos, distribuição angular de fluência de elétrons na câmara e falta de equilíbrio no número de elétrons que entram e saem do volume sensível da câmara [WICKMAN, 1992].

Estes fatores podem causar variação no volume ativo da câmara de ionização devido à distorção da distribuição da carga espacial do campo elétrico entre eletrodos. Além disso, podem causar o freamento de alguns elétrons primários pelo eletrodo coletor da câmara e, neste caso, estas cargas freadas podem ser adicionadas ou subtraídas da ionização verdadeira se o efeito não for balanceado pela ejeção dos elétrons de recuo do eletrodo coletor [BOAG, 1966].

2.6 Teoria da cavidade

Uma câmara de ionização é basicamente uma cavidade cheia de gás, até mesmo o ar, dentro de um recipiente, com um eletrodo coletor [SHANI, 2001]. Em geral, o material que constitui a câmara de ionização difere em número atômico e densidade do meio onde é inserida, esta diferença de material confere uma descontinuidade, ou seja, inserida uma cavidade nesse meio. Essa descontinuidade causa influência na radiação incidente cuja interação com a matéria depende entre outros fatores do tipo de material que está interagindo.

Para medir a dose absorvida num meio é necessário introduzir o detector de radiação nesse meio e a teoria da cavidade relaciona a dose absorvida numa cavidade de detector com tamanho e composição arbitrária, com a dose absorvida num meio de número atômico ou composição diferente. O tamanho da cavidade, quando comparado ao alcance dos elétrons presentes no meio, determina o tipo de teoria cavitária a ser aplicada.

A primeira teoria cavitária foi a teoria de *Bragg-Gray*, estabelecida para relacionar a dose absorvida no meio com o detector presente nele. Para a validade da teoria de Bragg-Gray duas condições devem ser satisfeitas, a de que a dose

absorvida na cavidade deve ser causada apenas pelas partículas que a atravessam e a condição de que a espessura da cavidade deve ser tão pequena em comparação ao alcance das partículas carregadas que a penetram, que sua presença não interfira na fluência de partículas do meio [ATTIX, 2004]. Ao mesmo tempo essa espessura não deve ser tão pequena a ponto de limitar a produção de íons na cavidade.

Considerando um gás encapsulado por uma parede e irradiado por fótons, uma série de elétrons secundários é produzida pela perda de energia dos fótons nesse gás. A razão da energia depositada e a massa de gás é a dose absorvida no gás, que por sua vez, é proporcional à quantidade de ionizações no gás sempre que houver equilíbrio eletrônico entre a parede e o gás [TURNER, 2007]. A Figura 9 ilustra o princípio da teoria de Bragg-Gray.

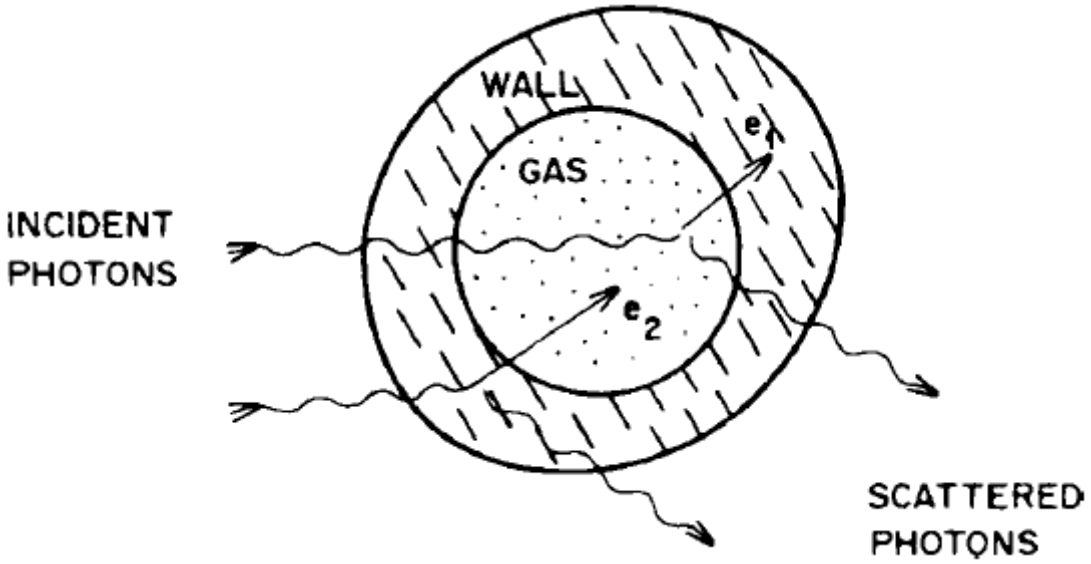

Figura 9: Cavidade preenchida com gás encapsulada por uma parede de material diferente para ilustrar o princípio da teoria de Bragg-Gray [TURNER, 2007].

As condições de equilíbrio eletrônico são tais que um elétron como e_1 na Figura 9, que é produzido por um fóton no gás e entra na parede antes de perder

toda sua energia é compensado por outros elétrons, como e_2, que são produzidos por fótons na parede e param no gás após perder toda sua energia.

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, e considera que toda energia perdida pelos elétrons é dissipada localmente e, portanto, incluída no poder de freamento. Segundo a teoria de *Bragg-Gray* a determinação da dose absorvida no meio é relacionada com a dose na cavidade pela Equação 14 [ATTIX, 2004].

$$D_{meio} = D_{cavidade} \cdot mS_{meio,cavidade} \tag{14}$$

onde D_{meio} e $D_{cavidade}$ são as doses absorvidas no meio e na cavidade, respectivamente, e $mS_{meio,cavidade}$ é a razão entre os poderes de freamento mássico médio do meio e da cavidade.

Uma nova teoria da cavidade que leva em consideração a formação dos raios delta na cavidade foi proposta, a teoria de *Spencer* e *Attix*. Esta teoria também é aplicada a cavidades menores que o alcance dos elétrons que a atravessam [NYSTRON, 1992]. Embora ambas as teorias da cavidade, a de *Bragg-Gray* e *Spencer-Attix*, sejam estabelecidas para cavidades pequenas e sob as mesmas duas condições, a teoria de *Spencer-Attix* apresenta melhor concordância com observações experimentais de irradiação em cavidades pequenas [ATTIX, 2004]. Isto se deve à inclusão dos raios deltas para os cálculos de dose.

Na teoria de *Spencer-Attix* a fluência dos elétrons secundários é dividida em duas componentes baseada em um limite de energia Δ. Elétrons secundários com energia cinética menor que Δ são considerados elétrons lentos que depositam sua energia localmente. Enquanto que os elétrons com energias maiores ou iguais a Δ são considerados elétrons rápidos e é parte do espectro de elétrons. Devido à condição de *Bragg-Gray*, que estipula que elétrons secundários não devem ser produzidos na cavidade, os elétrons com energia Δ devem ser capazes de atravessar a cavidade. O valor limite Δ, portanto é relacionado com o tamanho da

cavidade e é definido como a energia do elétron com um alcance igual ao necessário para atravessar a cavidade [PODGORSAK, 2005].

Para cavidades maiores que o alcance dos elétrons secundários, ou raios delta, as teorias de *Bragg-Gray* e *Spencer-Attix* apresentam falha [ATTIX, 2004]. Para cavidades classificadas como intermediárias ou grandes, a contribuição na dose devida aos elétrons gerados na cavidade é maior que a dos gerado fora dela. *Burlin* [BURLIN, 1966] ampliou as teorias cavitárias existentes para cavidades de tamanho intermediário e assim, a interação dos fótons incidentes na cavidade também será computada na dose. A Equação 15 determina a dose no meio segundo a teoria de *Burlin* [ATTIX, 2004].

$$D_M = \left[d\,.\; s_{M,Cav} + \;(1-d)\frac{(\mu_{en}/\rho)_{Cav}}{(\mu_{en}/\rho)_M}\right]^{-1} D_{Cav} \tag{15}$$

onde $s_{M,Cav}$ é a razão entre os poderes de freamento mássicos médios do meio e da cavidade, $(\mu_{en}/\rho)_{Cav}$ e $(\mu_{en}/\rho)_M$ são os coeficientes de absorção de energia mássicos da cavidade e do meio, respectivamente e d é um parâmetro relacionado ao tamanho da cavidade onde, *d* é igual a um para cavidades pequenas e *d* é igual a zero para cavidades grandes.

Na prática a teoria de *Burlin* não é mais utilizada no cálculo da dose absorvida. Foram notadas discrepâncias no fator de ponderação d e termos adicionais tiveram que ser introduzidos para o cálculo da dose em cavidades de tamanho intermediário [IAEA, 2005].

2.7 Calibração de dosímetros clínicos

Segundo o Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia (VIM) [INMETRO, 2012], a calibração é o conjunto de operações que estabelece, em condições de referência, a relação entre os valores indicados por um instrumento de medição ou sistema de medição e os valores correspondentes das grandezas estabelecidas por padrões.

Segundo a norma CNEN NN 6.10 [CNEN, 2014] no que diz respeito aos requisitos de segurança e proteção radiológica para serviços de radioterapia, o serviço de radioterapia deve dispor de dois sistemas de medição de referência. Cada um destes sistemas de medição de referência deve ser calibrado a cada dois anos, no intervalo de energia em que é utilizado, por um laboratório de metrologia pertencente à Rede Brasileira de Calibração e ou autorizado pelo LNMRI e, além disso, ser recalibrado sempre que ocorrer conserto ou suspeita de funcionamento irregular destes sistemas de medição.

A calibração têm três principais objetivos, o primeiro é garantir que um instrumento esteja funcionando adequadamente, sendo assim apropriado para o uso a que se destina. Além deste, a calibração permite determinar, sob condições padrões controladas, a indicação de um instrumento em função do mensurando e permite também, ajustar o instrumento sob calibração, se possível, de forma a otimizar sua exatidão em todas as escalas e faixas de energia em que ele possa ser utilizado, ou em uma determinada escala e faixa de energia de interesse especial do usuário [IAEA, 2000 (b)].

Para instrumentos medidores de radiação, existem basicamente duas técnicas de calibração, a calibração pela técnica de substituição e a calibração pela técnica do uso de campos bem conhecidos [IIAEA, 1979].

A técnica de calibração pelo uso de campos bem conhecidos consiste na caracterização prévia de um feixe de radiação de modo que não se utiliza o padrão a cada calibração e é mais utilizada para medidores utilizados em radioproteção com radiação gama.

A técnica por substituição é a mais aplicada nos Laboratórios Padrões para calibração de dosímetros clínicos, nesta técnica um instrumento de referência é colocado em um campo de radiação para realização de uma medição e após a medição o instrumento de referência é substituído pelo instrumento a ser calibrado. Deve-se tentar manter a mesma condição geométrica entre os instrumentos em relação ao feixe e depois de todas as correções necessárias, um fator de calibração é obtido pela razão entre o valor obtido pelo instrumento de referência e o valor obtido com o detector a ser calibrado.

Uma variação da técnica por substituição é a “tip to tip” que consiste na irradiação simultânea do instrumento a ser calibrado e do instrumento de medição padrão, ambos são posicionados ponta a ponta com os eixos longitudinais coincidentes e é essencial que sejam similares em construção, para garantir que a radiação espalhada seja a mesma em ambos os instrumentos de medição.

2.8 Normas e recomendações

Os procedimentos utilizados no desenvolvimento dessa dissertação tiveram como base normas e códigos de práticas de abrangência internacional. Neste tópico serão apresentados os principais destes documentos.

2.8.1 Norma IEC – 60731

A norma IEC 60731 (IEC, 2012), com título *Médical Electrical Equipment – Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy* estabelece os requisitos necessários para um nível satisfatório de desempenho para dosímetros utilizados em radioterapia. Além disso, tem por objetivo padronizar os métodos utilizados para determinar a conformidade com este nível de desempenho. Para isto apresenta diversos testes com detalhes da metodologia para realização dos mesmos e níveis de tolerância a serem obedecidos pelos resultados obtidos.

2.8.2 Norma DIN 6809-4

A Norma *Deutsch Internationale Normung (DIN) 6809-4* é uma norma de padrão internacional preparada pelo *Committee on Radiology no DIN German Standards Institute* em colaboração com o *German X-ray Society*. O DIN 6809-4 [DIN, 1988] com aplicação em dosimetria clínica recebe o título de *Application of X-rays with Tube Voltages between 10 and 100 kV in Radiotheraphy and Soft Tissue Diagnostics*, ou seja, é uma norma com aplicação a raios X com tensões no tubo entre o intervalo de 10 a 100 kV aplicados a radioterapia e diagnóstico. O principal objetivo desta norma é orientar na determinação da dose absorvida na água num objeto simulador ou *phantom* utilizando dosímetros calibrados com padrão seja em dose absorvida na água, kerma ou exposição. Além disso, auxilia na escolha mais

apropriada para composição do objeto simulador a ser utilizado e na realização de medições de dose em profundidade.

2.8.3 Código de práticas TRS – 398

O *Tecnnical Report Series No. 398* [IAEA, 2001], intitulado *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water* foi publicado pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA).

Este protocolo tem a finalidade de promover a unificação internacional dos métodos de calibração de câmaras de ionização em termos de dose absorvida na água e, além disso, de unificar o uso destes detectores na determinação de dose absorvida na água para os feixes de radiação aplicados à radioterapia. Este código de práticas apresenta metodologias para determinação de um fator de calibração em termos de dose absorvida na água diretamente, ou através de derivação de um fator de calibração em termos de kerma no ar.

2.8.4 Código de práticas IPEMB

O código de práticas com título *The IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for x-rays below 300 kV generating potential (0,035 mm Al – 4 mm Cu HVL; 10 – 300 kV generating potential)* [IPEMB,1996] é um documento elaborado *pela Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology* para medições de feixes de raios X aplicados principalmente a tratamentos radioterápicos. Os procedimentos para determinação da dose absorvida são relacionados com a faixa de energia a ser mensurada e é baseada em termos de kerma no ar.

Estes procedimentos são aplicados a três separados alcances de energia, cada um com procedimentos específicos. A região de energia média engloba aqueles feixes gerados em tubos com tensão de polarização entre 160 kV e 300 kV, a região de baixa energia corresponde ao intervalo de tensão aplicada de 50 kV a 160 kV e a região de muito baixa energia cobre os feixes de raios X gerados com

tensões entre 8 kV e 50 kV. Este protocolo recomenda o uso de câmaras de ionização de placas paralelas apenas para os feixes de raios X de muito baixa energia o que corresponde ao intervalo de tensão de polarização aplicada de apenas 8 a 50 kV.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo serão apresentados todos os materiais utilizados no desenvolvimento desta pesquisa. O tópico materiais está subdividido segundo o tipo de material utilizado. Inicialmente serão apresentados os sistemas emissores de radiação, em seguida os sistemas de medição e logo após, os sistemas auxiliares.

Além disso, será descrita a metodologia aplicada para realização das medições que também está subdividida, segundo o tipo de medição. Inicialmente será apresentada a metodologia utilizada para os testes de controle de qualidade das câmaras de ionização, seguida da metodologia para os testes de caracterização das câmaras, do reestabelecimento das qualidades de radiação X para radioterapia estabelecida no LCI, do estabelecimento de novas qualidades de radioterapia, da determinação da dose absorvida em água para feixes de radiação X de baixa energia, da determinação de um fator de calibração $N_{DW,Q}$ para a câmara de ionização CB em relação a câmara de ionização CA e, do estabelecimento de um procedimento de calibração seguindo as recomendações do sistema da qualidade do LCI.

3.1 Materiais

Todos os materiais utilizados são pertencentes ao Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do IPEN e serão apresentados de acordo com suas principais características.

3.1.1 Sistemas de irradiação

3.1.1.1 Fonte controle

Para verificação da estabilidade das câmaras de ionização bem como a caracterização destas foi utilizado uma fonte de controle emissora de radiação β^-. A fonte é de ^{90}Sr, de marca *Physikalisch-Technische Werkstatten – PTW*, modelo 8921, com número de série 906 e atividade nominal de 33 MBq na data de fabricação (1988).

Sua meia vida é de 28,5 anos. Esta fonte pôde ser acoplada às câmaras de ionização por meio de adaptadores específicos. Na Figura 10 está ilustrada a fonte de ^{90}Sr, sua blindagem e o adaptador para a câmara de ionização.

Figura 10: Fonte controle de ^{90}Sr utilizada nos testes de controle de qualidade e caracterização das câmaras de ionização. Da esquerda para a direita estão ilustrados o adaptador para câmara de ionização com a fonte de ^{90}Sr e a câmara de ionização já posicionados, e a blindagem da fonte

3.1.1.2 Sistema de raios X Pantak – Seifert

Para o reestabelecimento das qualidades de radiação X de T-10 a T-50 e estabelecimento das qualidades de T- 70 a T- 100 no LCI foi utilizado um sistema industrial emissor de radiação X de marca Pantak-Seifert, modelo Isovolt HS 160, composto por um tubo de raios X da Comet, modelo MRX 160/22, com anodo estacionário, alvo de Tungstênio e janela de Berílio com 0,8 mm de espessura. Neste sistema estão estabelecidas as qualidades de radiodiagnóstico, mamografia, tomografia computadorizada, radioproteção e radioterapia. A faixa de operação do sistema compreende um intervalo de tensão que se estende de 5 kV a 160 kV. Já a

corrente, pode variar desde 0,1 mA a 45 mA. A Figura 11 ilustra o Irradiador Pantak-Seifert e seus principais componentes.

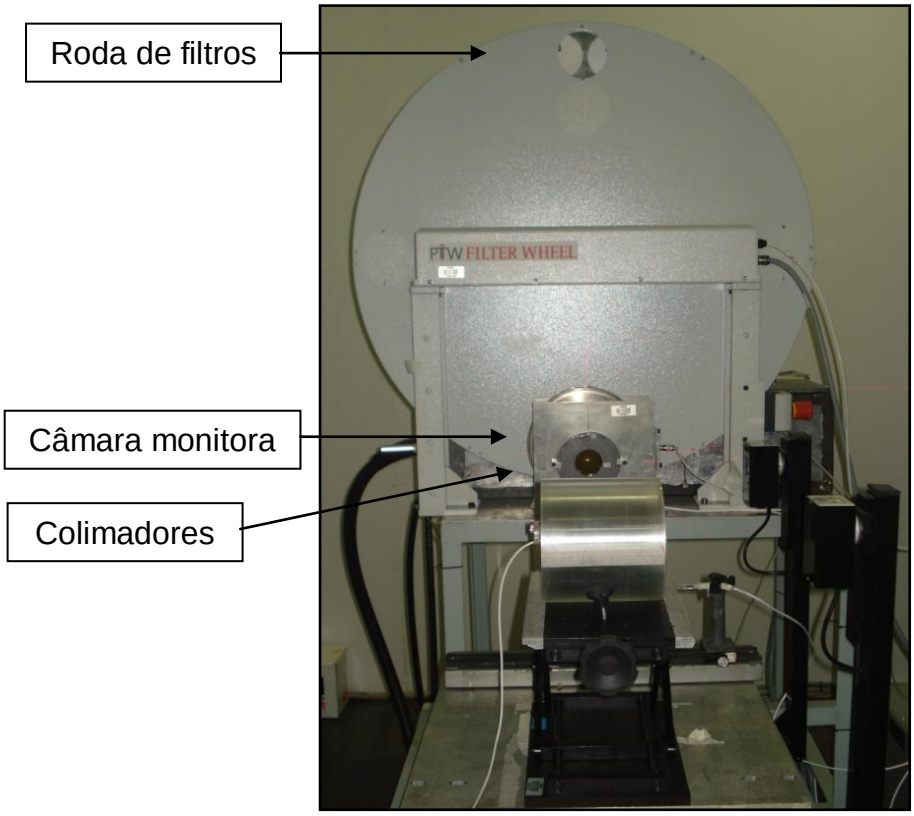

Figura 11: Sistema de irradiação Pantak - Seifert com tubo de raios X modelo MXR - 160/22

Dentre as qualidades de radiação estabelecidas no LCI, para este trabalho, estão as qualidades de radioterapia. Estas qualidades foram estabelecidas com base nas recomendações do BIPM e correspondem a um intervalo de tensão de 10 kV a 50 kV.

3.1.2 Sistemas de medição

3.1.2.1 Câmara de ionização de placas paralelas

Para realização das medições neste trabalho, foram utilizadas duas câmaras de ionização de placas paralelas. Estas são da marca *Physikalisch-Technische Werkstätten* (PTW), modelo 23344, possuem números de série 0708 e 0709 e, com a finalidade de facilitar a leitura, serão citadas no texto como CA e CB,

respectivamente. Este modelo de câmara de ionização destina-se a medidas em feixes de raios X de baixa energia aplicados a radioterapia, onde uma alta resposta é necessária. Apresentam baixa dependência energética entre 10 kV e 100 kV e por esta razão foi o intervalo de energia a ser adotado para estabelecer a metodologia de calibração no LCI.

São câmaras com volume sensível de 0,2 cm³, janela de entrada de polietileno e espessura de 0,03 mm e podem ser utilizadas apenas no ar ou em objetos simuladores de água sólida.

Juntamente com as câmaras de ionização foi utilizado um eletrômetro de marca PTW, modelo Unidos E, como eletrômetro e fonte de alta tensão. A Figura 12 apresenta o conjunto dosimétrico de referência utilizado nas medições.

Figura 12: Sistema dosimétrico de referência composto por câmara de ionização de placas paralelas de marca PTW, modelo 23344 à esquerda, e eletrômetro de marca PTW, modelo Unidos E à direita. Imagens retiradas do site da PTW, disponível em: < http://www.ptw.de/products_solutions.html >

Ambas as câmaras de ionização possuem certificados de calibração emitidos pelo laboratório alemão *Deutscher Kalibrierdienst* (DKD), rastreável ao laboratório primário PTB. Os certificados de calibração encontram-se no Anexo.

3.1.2.2 Objeto simulador ou *phantom* de acrílico (PMMA)

O protocolo da *American Association of Physicists in Medicine* [AAPM, 1983], e o protocolo TRS-398 [IAEA, 2000 (a)], recomendam que para feixes de radiação X

de baixa energia sejam utilizados simuladores sólidos de material equivalente à água.

O objeto simulador (*phantom*) utilizado neste trabalho foi da marca PTW, tipo 2962, é apropriado para medições de dose em profundidade e calibrações utilizando feixes de raios X de 7,5 kV a 100 kV. Possui placas de acrílico de diferentes espessuras e, além disso, placa para adaptação da câmara de ionização de placas paralelas modelo 23344 utilizada neste projeto. O tamanho do *phantom* atende às exigências dos protocolos de referência. Estes exigem objetos simuladores com dimensões superiores a (12 x 12) cm² de área e 6 cm em profundidade [DIN, 1988] e que suas dimensões sejam maiores de 5 cm além do campo de irradiação em todas as direções a fim de garantir as condições de retroespalhamento [IAEA, 2000 (a)]. A Figura 13 ilustra o simulador de água solida utilizado.

Figura 13: *Phantom* utilizado para medições em feixes de raios X de baixa energia para radioterapia. Em destaque, placa de material equivalente a água (acrílico) para adaptação à CI de Placas Paralelas tipo 23344 da PTW. Imagem retirada do site da PTW, disponível em: < http://www.ptw.de/products_solutions.html >

3.1.2.3 Filtros de alumínio

Os filtros metálicos são componentes importantes para a qualidade do feixe de um equipamento de raios X, geralmente são de alumínio (Al), com um a três mm de espessura e são colocados na direção do feixe útil [HORTON, 1987].

Normalmente são adicionados elementos metálicos ao alumínio puro que em sua maioria são o cobre (Cu), ferro (Fe), manganês (Mn), níquel (Ni), entre outros. A inserção destes metais ao alumínio é devido à maleabilidade do alumínio puro que dificulta seu manuseio [PRADOS, 2007]. No entanto, para determinação da qualidade de um feixe de radiação X com medições de camada semirredutora é recomendado filtros de alumínio com alta pureza [IAEA, 2000 (a)].

Neste trabalho, para a validação e o estabelecimento das qualidades de radiação X, foram utilizados filtros de alumínio de alta pureza, maior ou igual a 99,99 %. A Figura 14 apresenta os filtros utilizados neste trabalho.

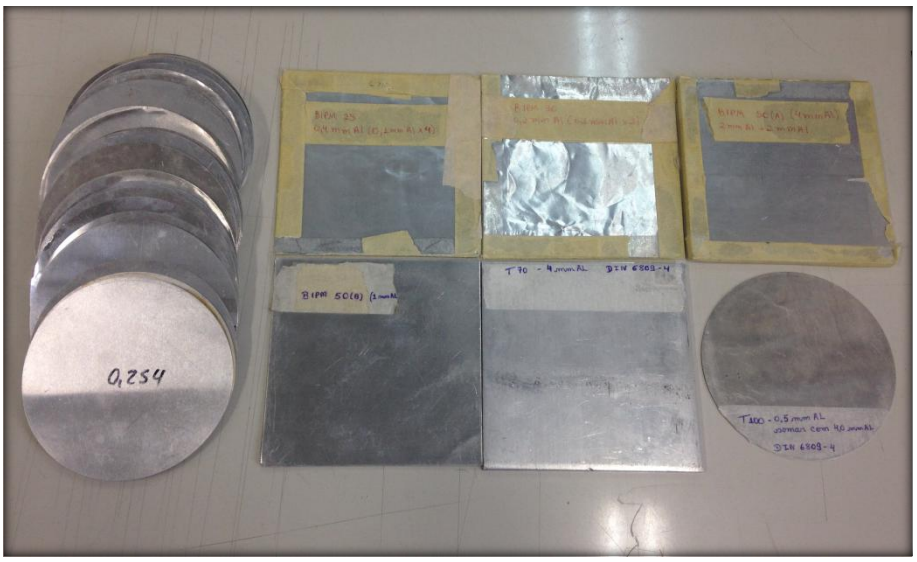

Figura 14: Filtros de alumínio com 99,99 % de pureza, utilizados nas medidas de camada semirredutoras e no estabelecimento das qualidades de radiação X do LCI.

3.2 Métodos

Os métodos utilizados para o desenvolvimento deste trabalho serão descritos neste tópico. Serão descritos os testes de controle de qualidade das câmaras de ionização, testes de caracterização, a metodologia para o reestabelecimento das qualidades de radiação X de T-10 a T-50, estabelecimento das qualidades de radiação X de T- 70 e T- 100, determinação da dose absorvida em água para as qualidades de T-10 a T-100, determinação de um fator de calibração $N_{DW,Q}$ para CB

em relação a CA e, do estabelecimento de um procedimento de calibração seguindo as recomendações do sistema da qualidade do LCI. As principais referências responsáveis para a metodologia aplicada foram de abrangência internacional como os protocolos TRS-398 [IAEA, 2000 (a)], a norma DIN 6809-4 [DIN, 1988] e o *Rapport* BIPM-91/5 [BIPM, 1991].

3.2.1 Testes de Controle de qualidade

Os testes de controle de qualidade realizados neste projeto foram de estabilidade em curto (repetibilidade) e longo prazos, fuga de corrente sem irradiação e fuga de corrente após-irradiação, e tempo de estabilização. Os procedimentos de análise e o arranjo experimental utilizado seguiram recomendações da Norma *International Electrotechnical Commission* IEC – 60731 [IEC, 2012].

3.2.1.1 Estabilidade em curto prazo

Segundo o Instituto Nacional de Metrologia - INMETRO [INMETRO, 2012] para o teste de estabilidade em curto prazo ou repetibilidade, as medições devem ser repetidas no mesmo objeto, deve ser realizado o mesmo procedimento de medição, com os mesmos operadores, com o mesmo sistema de medição, as mesmas condições de operação e no mesmo local.

Neste trabalho, o teste de repetibilidade foi realizado para as duas câmaras de ionizações, CA e CB. Foram realizados 10 conjuntos de 10 medições sucessivas cada e num único dia. As leituras foram realizadas num período de 60 segundos, a medida foi dada em carga e foram realizadas sob mesmas condições experimentais. Para as irradiações foi utilizada uma fonte controle de ^{90}Sr que foi acoplada às câmaras de ionização com auxilio de adaptadores próprios.

Segundo o protocolo IEC – 60731 [IEC, 2012] as medições para o teste de estabilidade em curto prazo não devem possuir um desvio padrão superior a 0,5 %.

3.2.1.2 Estabilidade em longo prazo

Ao realizar o teste de repetibilidade ao longo do tempo, tem-se o teste de estabilidade em longo prazo. Este teste avalia o quão estável é a resposta da câmara de ionização ao longo do tempo. Sendo assim, em cada dia foi realizado um conjunto de 10 medições e, ao todo foram dez dias de medição no período de um mês. Isto resultou em 10 conjuntos de 10 medições, dos quais a média de cada conjunto foi comparada relativamente à média das médias de cada conjunto. O teste foi realizado para as câmaras de ionização CA e CB.

Para avaliação da estabilidade em longo prazo o IEC – 60731 [IEC, 2012] faz recomendações de que o desvio das medições não devem ultrapassar 1,0 %.

3.2.1.3 Fuga de corrente

A corrente de fuga pode ser determinada tanto antes quanto após a irradiação, e pode ser ocasionada por influência da umidade e de resíduos como poeira em conectores. Para reduzir a influência destes fatores, as conexões dos cabos, eletrômetro e câmaras de ionização foram submetidas à limpeza com álcool isopropílico ($CH_3CHOHCH_3$) antes das medições. Além disso, para redução da umidade interna dos cabos e eletrômetro, estes foram aquecidos em forno específico a uma temperatura média de 35^0 Celsius. Após certificar-se que os equipamentos estavam limpos e com umidade reduzida, foram realizadas medições para análise da corrente de fuga sem irradiação e após irradiação.

Para o teste da fuga sem irradiação foram realizados 10 conjuntos de 10 medições cada, para as câmaras de ionização CA e CB. O eletrômetro estava habilitado no modo carga e cada leitura foi realizada em intervalos de 60 s. As condições de medição permaneceram constantes durante todo o teste.

Para avaliação da fuga pós-irradiação, as câmaras de ionização CA e CB foram expostas a uma fonte de ^{90}Sr por 600 s, a leitura de carga foi registrada e depois disto, a fonte foi retirada e, novas leituras foram realizadas 5 s e 10 s após a retirada da fonte.

Segundo o protocolo IEC – 60731 [IEC, 2012], a corrente de fuga, aqui representada pelas leituras de carga, produzida sem irradiação não deve ser superior a 0,5 % da carga produzida com irradiação. E afirma também que a leitura de carga realizada 5 s após a retirada da fonte, não deve diferir em 1 % da medição realizada por 600 s com a fonte de radiação.

3.2.1.4 Tempo de estabilização

Este teste avalia quanto tempo o sistema câmara de ionização mais eletrômetro leva para ficar estável eletricamente antes das medições. Segundo a IEC- 60731 [IEC, 2012], para este teste, a resposta da câmara num período entre 15 min e 120 min após ser aplicada a tensão de polarização da câmara, não deve ser maior que ± 0,5 % da resposta medida 60 min após ser aplicada a tensão de polarização da câmara. Este teste foi realizado para as câmaras de ionização CA e CB e para irradiação foi utilizado uma fonte controle de ^{90}Sr. O eletrômetro estava habilitado para obter leituras em corrente.

3.2.2 Testes de caracterização

Para uma melhor compreensão das características de operação das câmaras de ionização os testes de caracterização são de fundamental importância. Neste trabalho foi avaliada para as câmaras de ionização CA e CB a taxa de dose mínima efetiva, a curva de saturação, a eficiência da coleção de íons, a resposta quanto ao efeito da polaridade e a linearidade das câmaras com a resposta. Todos os procedimentos de análise e as configurações experimentais utilizadas seguiram as recomendações da Norma *International Electrotechnical Commission* IEC – 60731 [IEC, 2012].

3.2.2.1 Taxa de dose mínima efetiva

A taxa de dose mínima nominal ou mínima efetiva é a taxa de dose mais baixa que a corrente de fuga da câmara de ionização identifica de acordo com o desempenho exigido. Para este teste foram utilizados os dados obtidos no teste de

estabilidade em curto prazo e teste da corrente de fuga sem irradiação. Foi encontrada a média da carga obtida ao longo do tempo e a média das cargas obtidas para o teste de corrente de fuga. Segundo a IEC- 60731 [IEC, 2012], a corrente de fuga deve ser inferior a 0,5 % da leitura obtida com irradiação. Com base nisto, e de posse dos valores de carga média (teste de repetibilidade) e carga de fuga média (teste de corrente de fuga), foi possível obter os resultados de taxa de dose mínima efetiva e máxima corrente de fuga permitida para a leitura de carga em questão.

3.2.2.2 Curva de saturação

As câmaras de ionização funcionam na região de tensão de saturação ou região onde todos os íons produzidos pela radiação são coletados. Com o teste da curva de saturação é possível escolher qual a melhor tensão de polarização a qual a câmara deve ser utilizada para as medições. A Figura 15 ilustra duas curvas de saturação com a região de platô AB, esta região indica que todos os íons foram coletados [TURNER, 2007] e, além disso, corresponde à região em que a tensão de operação da câmara de ionização deverá ser escolhida [AMAZONAS, 2005]. Este teste foi realizado expondo as câmaras de ionização CA e CB à fonte controle de ^{90}Sr e variando-se a tensão de polarização da câmara de ionização num intervalo de tensão de - 400 V a + 400 V, em intervalos de 100 V. Cada leitura foi realizada num tempo de 60 s, o eletrômetro foi habilitado para leitura de corrente e, posteriormente foi obtido um gráfico de tensão *versus* corrente e feito a análise da curva.

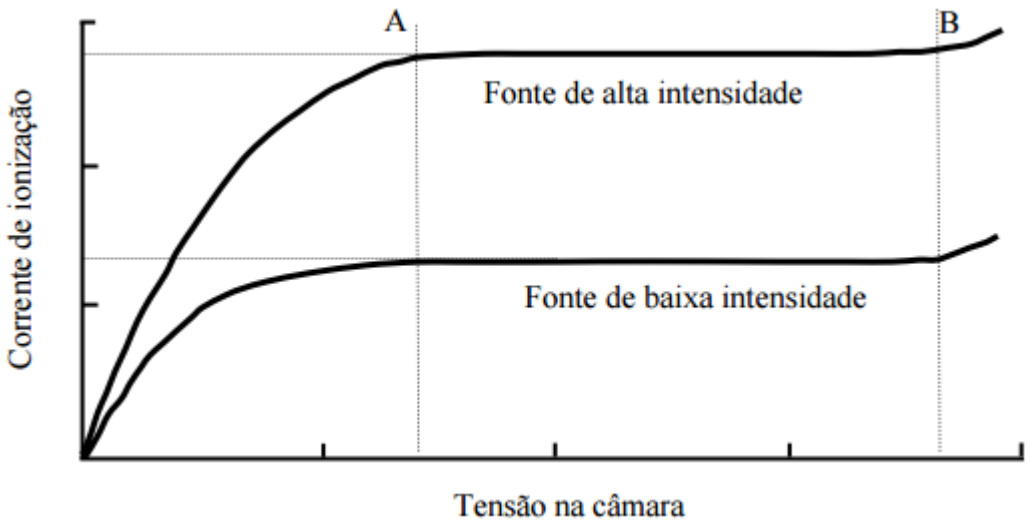

Figura 15: Variação da corrente de ionização em função da tensão de polarização em uma câmara de ionização, para diferentes níveis de radiação. Os platôs representam as regiões de operação das câmaras de ionização

3.2.2.3 Eficiência da coleção de íons

As câmaras de ionização discriminam a energia da radiação e distinguem os diferentes tipos de partículas através da altura do sinal produzido [OLIVEIRA, 1995]. No entanto, quando o campo elétrico não é suficiente para produzir uma aceleração adequada, uma fração dos íons não é coletada, devido à recombinação iônica, que corresponde à neutralização dos íons formados (cátions e elétrons livres) [BRANCACCIO, 2002]. Nestes casos, a grandeza a ser quantificada pode ser representada por um valor não verdadeiro por conta da redução do sinal. Existe ainda, a possibilidade de se calcular fatores de correção que compensam os casos em que a recombinação iônica for mais elevada.

O teste da eficiência de coleção de íons foi realizado para identificar a perda de corrente pela recombinação dos íons. Para isto foi calculada para as duas câmaras de ionização, CA e CB, a corrente de ionização necessária para causar a saturação completa do sistema. A corrente de saturação foi determinada por ajuste linear do gráfico do inverso da corrente *versus* o inverso da tensão [BRANCACCIO, 2002]. Com a corrente de saturação calculada, foi possível determinar a fração de

corrente que sofreu recombinação iônica e consequentemente a eficiência da câmara na coleção de íons para cada tensão de polarização.

Além disso, dados também coletados da curva de saturação foram utilizados para o cálculo do fator de correção para o efeito da polarização, onde foram aplicados ao método das duas tensões. Este método utiliza dados obtidos para a tensão de polarização normalmente utilizada na rotina e a tensão que corresponde à metade desta [IAEA, 2000 (a)]. O protocolo IEC- 60731 [IEC, 2012] faz recomendação de que a recombinação iônica seja inferior a 1 %.

3.2.2.4 Teste de polaridade

A mudança do sinal da tensão de polarização aplicada às câmaras de ionização exerce influência sobre a resposta destas. O teste do efeito de polarização quantifica essa influência [ZHU, 2010]. Neste trabalho, para o teste de efeito da polaridade foram utilizados os dados obtidos com a curva de saturação. Foi realizada a razão entre mesmas polaridades com sentidos contrários. Estes resultados segundo a IEC- 60731 [IEC, 2012] devem ser inferiores a 1 %.

3.2.2.5 Linearidade da resposta com a taxa de kerma no ar

O comportamento da resposta da câmara de ionização com a variação da taxa de kerma no ar é obtido com o teste da linearidade da resposta da câmara de ionização. Este teste foi realizado para as câmaras CA e CB. Para ambas as câmaras de ionização foi obtida uma curva da resposta média da câmara em função da corrente (mA). Para isto, foram realizados dois conjuntos de 10 medições para cada variação do valor da corrente. A faixa de análise corresponde a um intervalo de 5 mA a 35 mA com variação a cada 5 mA. A tensão no tubo de raios X de 30 kV foi mantida constante e cada medição foi realizada para um intervalo de 15 s.

3.2.3 Reestabelecimento das qualidades de T- 10 a T- 50

Para este reestabelecimento foi utilizada como referência a câmara de ionização CB, foram seguidas as recomendações do BIPM [BIPM, 1991] e comparadas com os resultados obtidos por Bessa [BESSA, 2007], que por sua vez, também seguiu as recomendações do BIPM.

Embora o ponto de referência para as medições em câmaras de placas paralelas seja o ponto médio da face interna da janela de entrada da câmara, que para a câmara utilizada neste teste, PTW modelo 23344, a janela de entrada é de polietileno e possui espessura de 0,03 mm, o ponto de referência considerado para o posicionamento e medições foi o ponto médio da superfície externa da janela de entrada da câmara. A espessura da janela de entrada foi desconsiderada pela dificuldade em reproduzir o deslocamento do arranjo experimental em 0,03 mm.

Os filtros absorvedores utilizados para determinação das camadas semirredutoras (CSRs) foram de alumínio com pureza maior que 99,99 %. O colimador utilizado foi de 25,5 mm de diâmetro, tamanho este suficiente para cobrir o volume sensível da câmara de ionização utilizada que é de 0,20 cm^3 e foi posicionado a uma distância de 38 cm do ponto focal. Como no LCI os instrumentos são calibrados a uma distância do ponto focal de 50 cm, já que para distâncias inferiores o espalhamento dos filtros adicionais pode interferir nos resultados das medições, esta foi a distância utilizada para realização das medições [DAVIS, 2014].

Os resultados obtidos neste trabalho foram comparados com os resultados obtidos no momento em que as qualidades foram inicialmente estabelecidas no LCI por Bessa [BESSA, 2007].

3.2.4 Estabelecimento das qualidades de T- 70 e T- 100

No estabelecimento das qualidades de T- 70 e T- 100 foi utilizada a câmara de ionização CB, posicionada a uma distância do foco ao ponto de medida de 100 cm e o tamanho de campo nesta distância foi maior que 3,0 cm de diâmetro. O colimador utilizado foi de 17 mm e foi posicionado a 38 cm do ponto focal. Os filtros utilizados foram de alumínio com pureza maior que 99,99 %. Todo o procedimento

seguiu as recomendações dos protocolos DIN- 6809-4 [DIN, 1988] e TRS- 398 [IAEA, 2000 (a)].

Da mesma forma que para o reestabelecimento das qualidades de T-10 a T-50, embora o ponto de referência para as medições em câmaras de placas paralelas seja o ponto médio da face interna da janela de entrada da câmara, o ponto de referência considerado para o estabelecimento das qualidades de T- 70 e T- 100 foi o ponto médio da superfície externa da janela de entrada da câmara.

3.2.5 Determinação da dose absorvida na água

Para determinação da dose absorvida em água foi necessário a utilização de um objeto simulador composto por camadas de material equivalente a água (acrílico). Este objeto simulador possui dimensões de 13 cm X 13 cm e o arranjo experimental utilizado foi de 6 placas de 1,0 cm cada, abaixo de uma placa também de 1,0 cm de espessura própria para o encaixe da câmara de ionização. A placa com o encaixe para a câmara de ionização permitiu que a mesma ficasse completamente envolta pelo material equivalente a água, tal que a superfície externa do arranjo experimental ficasse plana. As Figuras 16 e 17 ilustram o encaixe da câmara e o arranjo experimental descrito, respectivamente.

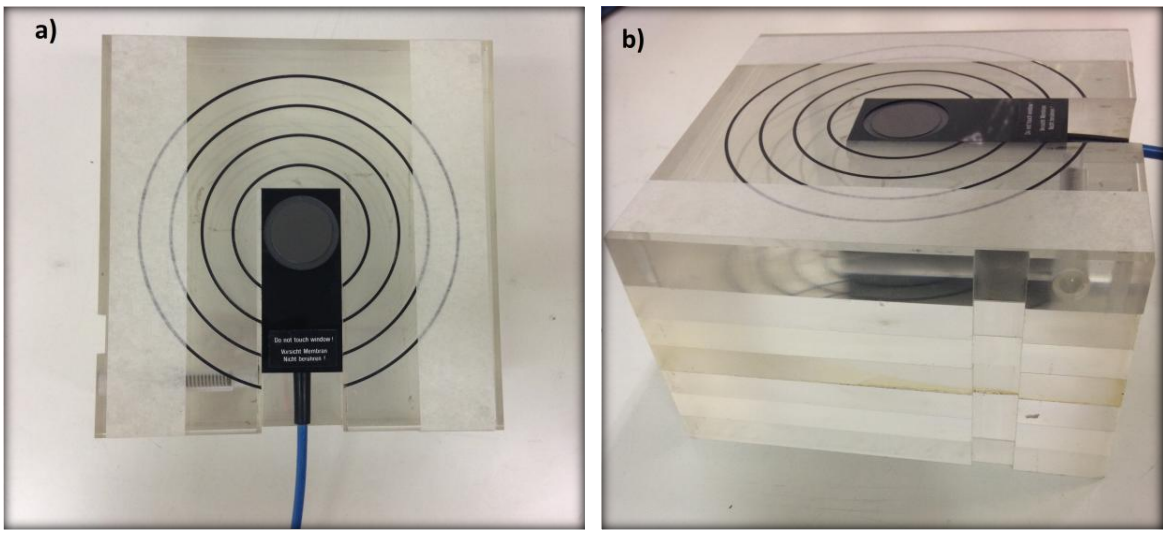

Figura 16: Placas de acrílico que compõe o objeto simulador. Figura a) Ilustra a superfície plana do *phantom* com câmara de ionização completamente envolta por este. Figura b) Vista lateral do objeto simulador composto por seis placas de 1,0 cm mais uma placa específica para o encaixe da câmara de ionização PTW, modelo 23344

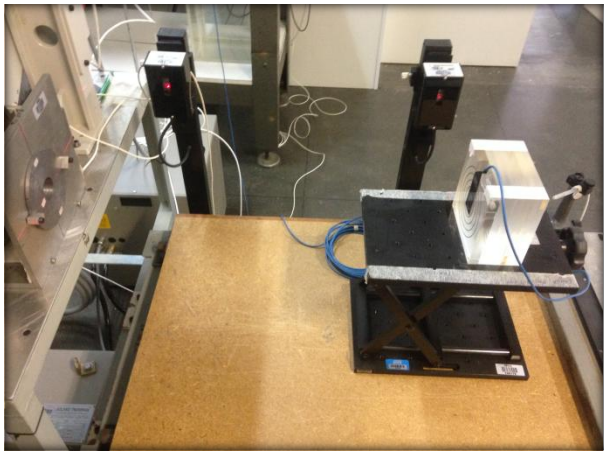

Figura 17: Arranjo experimental utilizado na determinação da dose absorvida em água para as qualidades de T- 70 e T- 100. Objeto simulador (*Phantom*) com câmara de ionização posicionada a 100 cm do ponto focal do equipamento

As placas de acrílico foram envoltas por fita crepe para minimizar os espaços de ar entre placas. O suporte de madeira que compõe o *phantom* segundo a

Figura 13 não foi utilizado a fim de minimizar as contribuições por radiação espalhada.

O ponto efetivo de medida para a câmara de ionização de placas paralelas é considerado o ponto médio da superfície interna da janela de entrada da câmara. Para a câmara de ionização modelo 23344 da PTW esta espessura é de 0,03 mm. Para as qualidades de T- 10 a T- 50 esta espessura foi desconsiderada no momento do posicionamento e posteriormente no momento dos cálculos foi utilizado um fator de correção que leva em consideração a extrapolação da medição realizada na superfície do *phantom* para a medição realizada na profundidade de referência [DIN, 1988]. Para as qualidades de T-70 e T-100 a espessura da janela de entrada da câmara de ionização foi considerada no momento do posicionamento dispensando o uso de fatores de correção para este fim. A localização do ponto médio da câmara foi realizada com a utilização de lasers conforme pode ser visto pela Figura 18.

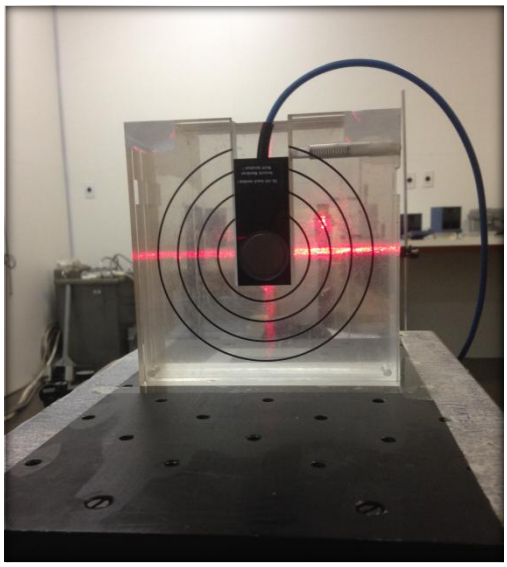

Figura 18: Arranjo experimental utilizado na determinação da dose absorvida em água para as qualidades de T- 10 a T- 50. Localização do ponto de referência da câmara com auxílio dos lasers.

Para as qualidades acima de T- 50, sobre a superfície da janela de entrada da câmara foram adicionadas placas de acrílico a fim de garantir as condições para um completo equilíbrio eletrônico. Para a qualidade de T- 70 foi utilizada uma espessura

de 1,0 mm e para a qualidade de T- 100 foi utilizada a espessura de 2,0 mm. Estas espessuras já consideram a espessura da janela de entrada da câmara de ionização que é de 0,03 mm para as câmaras PTW modelo 23344 [IAEA, 2000 (a)].

3.2.6 Determinação do fator de calibração $N_{DW,Q}$ para CB

Conforme definição no TRS 398 [IAEA, 2000 (a)], a dose absorvida na água em uma profundidade de referência Z_{ref} na água ou material equivalente, para um feixe de qualidade Q_0 é dada por:

$$D_{wQ_0} = M_{Q_0} \; N_{DWQ_0} \tag{16}$$

onde M_{Q_0} é a leitura do dosímetro sob as condições de referência utilizadas no laboratório padrão e N_{DWQ_0} é o coeficiente de calibração em termos de dose absorvida na água obtido em um laboratório padrão.

Quando o dosímetro for utilizado em feixes de qualidade *Q* diferentes da que foi utilizada na calibração Q_0, a dose então, é dada por:

$$D_{wQ_0} = M_Q \; N_{DWQ_0} \; K_{QQ_0} \tag{17}$$

onde o fator K_{QQ_0} corrige para os efeitos da diferença entre a qualidade de referência, Q_0 e a qualidade da medição do usuário, *Q*.

Desta forma, para determinar o coeficiente de calibração, $N_{DW,Q_{CB}}$, para câmara de ionização CB em função da câmara CA as doses absorvidas na água para ambas as câmaras de ionização foram igualadas segundo a Equação 18.

$$D_{W_{CA}} = D_{W_{CB}} \tag{18}$$

O coeficiente de calibração $N_{DW,Q_{CB}}$ a ser determinado foi isolado dos demais; as leituras, $M_{Q_{CA}}$ e $M_{Q_{CB}}$, foram as mesmas utilizadas no cálculo das doses apresentadas nas tabelas 15 e 16, respectivamente; o coeficiente de calibração, $N_{DW_{CA}}$, e o fator de correção para as qualidades da radiação $K_{QQ_{0_{CA}}}$, foram retirados do certificado de calibração da câmara CA, Anexo A, e o fator de correção para a qualidade da radiação, $K_{QQ_{0_{CB}}}$, foi retirado do certificado de calibração da câmara CB, Anexo B.

3.2.7 Fator de correção para as condições de referência

Uma vez que a câmara de ionização de placas paralelas não é selada, é necessário que se faça a correção da resposta obtida pela câmara para as condições ambientais de referência. Este fator de correção tem importância fundamental na obtenção da grandeza kerma no ar e é definido pela Equação 19 [IAEA, 2007].

$$k_{T,P} = \left(\frac{273{,}15 + T}{273{,}15 + T_0}\right) . \left(\frac{P_0}{P}\right), \tag{19}$$

onde T é a temperatura no momento da medição, T_0 é a temperatura de referência, T_0 = 293,15 K (20° C), P é pressão no momento da medição e P_0 é a pressão nas condições de referência, P_0 = 101,325 kPa.

3.2.8 Estimativa de incertezas

Resultados de medições de uma grandeza física não podem ser comparados, seja entre eles mesmos ou com valores de referência, a menos que seja dada alguma indicação quantitativa da qualidade do resultado, de tal forma que aqueles que o utilizam possam avaliar sua confiabilidade. Desta forma, quando se relata um resultado de medição de alguma grandeza, é obrigatório que este seja acompanhado de sua incerteza [ISO, 2008].

Segundo o *Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement* (ISO GUM) [ISO, 2008] a incerteza de medição é definida como sendo o parâmetro, associado ao resultado de uma medição, que caracteriza a dispersão dos valores que podem ser razoavelmente atribuídos ao mensurando. Nesse trabalho as incertezas utilizadas foram determinadas de acordo com orientações da norma ABNT [ISO, 2008], que define as incertezas dos tipos A e B. As médias aritméticas das medições experimentais foram obtidas pela Equação 20.

$$\bar{x} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_i \tag{20}$$

Os desvios padrões experimentais médios são estimados pela Equação 21.

$$\delta_{\bar{x}} = \sqrt{\frac{1}{N(N-1)}\sum_{i=1}^{N}(x_i - \bar{x})^2} \tag{21}$$

onde N é o número de medições realizadas para um mesmo experimento.

A incerteza dos fatores de correção, σ_k, da dose absorvida na água, σ_{Dw}, e do fator de calibração, σ_{NDw}, foram determinadas utilizando a incerteza padrão combinada seguindo a lei da propagação de incertezas [ISO, 2008], de acordo com a Equação 22.

$$\sigma_f = \sqrt{\sum_i \left(\frac{\partial f}{\partial x_i}\sigma_{x_i}\right)^2}, \tag{22}$$

onde $\partial f / \partial x_i$ é a derivada parcial da função f pela variável x_i e σ_{x_i} é a incerteza de x_i.

A incerteza expandida é determinada pelo produto da incerteza combinada por um fator de abrangência (*k*) para um particular nível de confiança. Nos

resultados apresentados nesse trabalho foi utilizada a incerteza combinada expandida, levando em conta as incertezas do tipo A e tipo B e um fator de abrangência igual a 2.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste item será discutida a importância da padronização das metodologias de calibração de dosímetros clínicos e, além disso, serão apresentados os resultados obtidos nos testes de estabilidade, testes de caracterização da câmara de placas paralelas, do reestabelecimento das qualidades de radiação X entre 10 e 50 kV, do estabelecimento das qualidades de 70 e 100 kV, da dose absorvida na água para cada qualidade de radiação X que foi implantada no Laboratório de Calibração de Instrumentos – LCI/IPEN e da determinação do coeficiente de calibração $N_{DW,Q}$ para a câmara CB. Também será descrito o procedimento de calibração de câmaras de ionização de placas paralelas em termos de dose absorvida na água a ser aplicado às câmaras dos clientes do LCI.

4.1 Padronização das Metodologias de Calibração

A aplicação terapêutica da radiação ionizante requer grandes precisões quanto à entrega da dose no tecido humano. Segundo o TRS 398 [IAEA, 2000 (a)] variações da dose prescrita em relação à dose que será depositada no tecido maior que 5 % podem comprometer a qualidade do tratamento por subdosagem ou sobredosagem. Na Radioterapia quando a dose não é entregue de forma correta ao tumor, este pode recidivar e os tecidos sadios adjacentes ao tumor podem sofrer graves toxicidades por excesso de dose recebida.

As câmaras de ionização são os dosímetros mais comumente utilizados na calibração dos feixes de radiação com uso clínico e por esta razão é imprescindível um controle rigoroso de seu funcionamento. Alguns laboratórios padrões internacionais têm se posicionado quanto à necessidade em se padronizar as metodologias de calibração dos instrumentos, em especial os dosímetros clínicos. A padronização dos métodos de calibração possibilita a realização de intercomparações dos coeficientes de calibração mensurados entre os centros de terapia e laboratórios padrões nacionais e internacionais, e consequentemente possibilita a obtenção de resultados mais precisos e exatos [IAEA, 1996].

Antecedendo a calibração de instrumentos, incluindo os dosímetros clínicos é necessário confirmar o bom estado de funcionamento tanto do instrumento a ser calibrado quanto dos sistemas de calibração. Para o auxílio destas verificações são realizados testes preliminares, para os dois casos, e verificado se os resultados estão em conformidade com os limites de variação recomendados. Existem documentos de abrangência internacional com intuito de padronização destes testes [IEC, 2012].

4.2 Testes de controle de qualidade

Neste item serão apresentados os resultados obtidos nos testes de controle de qualidade das câmaras de ionização de placas paralelas. Em todos os testes foi utilizada uma fonte controle de ^{90}Sr.

4.2.1 Estabilidade em curto prazo

Segundo a norma IEC 60731 [IEC, 2012], o desvio padrão de uma medição é determinado a partir de medições sucessivas realizadas com uma fonte de controle e não deve exceder 0,5 % do valor médio das medições.

Para o teste da estabilidade em curto prazo (repetibilidade) foram realizados 10 conjuntos de 10 medições sob mesmas condições de medição num único dia. O eletrômetro estava habilitado no modo carga, as leituras obtidas foram de carga acumulada durante 60 s, gerada a partir da irradiação com a fonte de controle e, as leituras foram corrigidas para as condições ambientais de referência. Para o teste de repetibilidade, o maior desvio em relação à média das 10 médias obtidas foi de 0,44 % para a câmara CA e de 0,22 % para CB.

4.2.2 Estabilidade em longo prazo

Para a estabilidade da resposta da câmara de ionização de placas paralelas em longo prazo, a norma IEC 60731 (IEC, 2012) recomenda que, a variação da

corrente, carga, ou diferença de potencial gerado pela irradiação com uma fonte de controle não exceda o valor de 1,0 % ao longo de um mês. Para o teste da estabilidade em longo prazo, assim como para o teste de repetibilidade, foram realizados 10 conjuntos de 10 medições sucessivas sob mesmas condições de medição. Cada conjunto de 10 medições foram realizados em dias diferentes resultando num total de 10 dias num período de 1 mês. O eletrômetro foi habilitado no modo carga, as leituras obtidas foram de carga acumulada durante 60 s gerada a partir da irradiação com a fonte controle e, todas as leituras foram corrigidas para as condições ambientais de referência.

A estabilidade em longo prazo foi verificada com análise de dados obtidos no período de 1 mês. As maiores diferenças percentuais encontradas foram de 0,41 % e de 0,31 % para CA e CB, respectivamente. De acordo com a norma IEC 60731 [IEC, 2012] a máxima variação dos resultados obtidos em longo prazo deve ser inferior a 1,0 %, o que estabelece uma conformidade entre os resultados obtidos e o valor de referência na norma. Nas Figuras 19 e 20 é possível observar que os resultados estão abaixo do limite estabelecido pela norma.

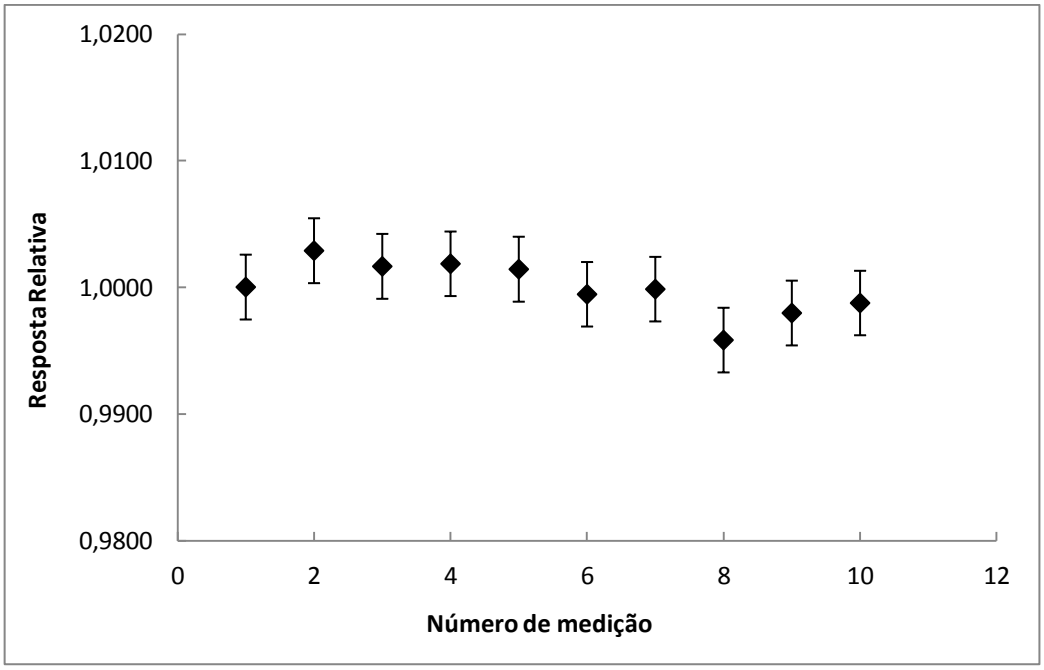

Figura 19: Teste de estabilidade em longo prazo para a câmara de ionização de placas paralelas com número de série 0708 (CA) realizado utilizando uma fonte de controle de ^{90}Sr

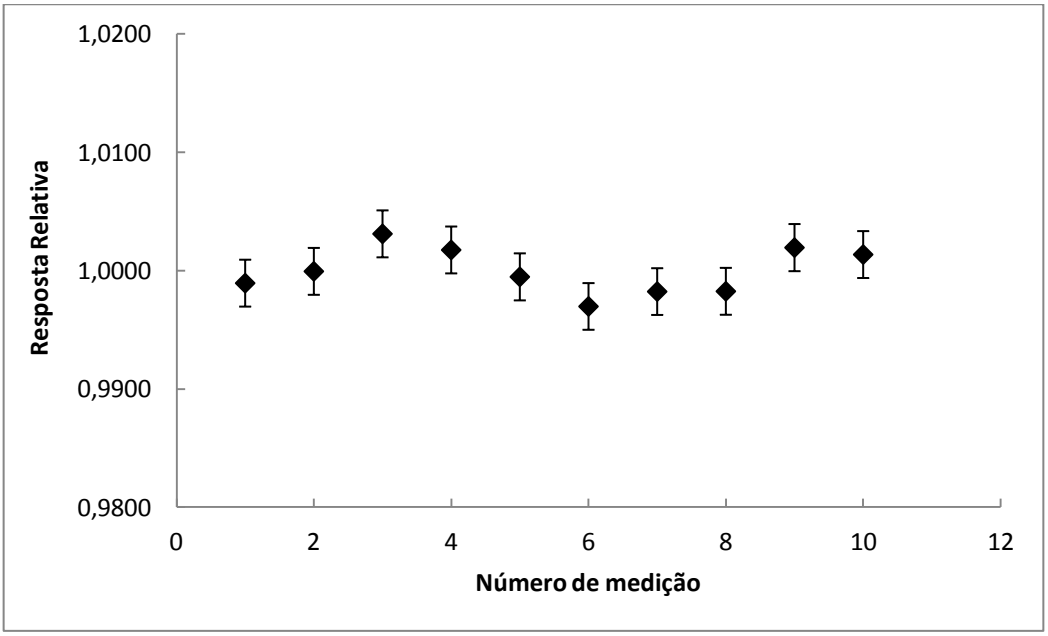

Figura 20: Teste de estabilidade em longo prazo para a câmara de ionização de placas paralelas com número de série 0709 (CB) realizado utilizando uma fonte de controle de ^{90}Sr

4.2.3 Corrente de fuga sem irradiação

De acordo com a IEC 60731 [IEC, 2012], a corrente de fuga não deve exceder 0,5 % da menor medição obtida durante um intervalo de no mínimo 1 min. Para realização deste teste, a corrente de fuga foi representada pelas leituras de carga coletada. Foram realizados 10 conjuntos de 10 medições cada para ambas as câmaras, CA e CB, e foi observada a variação da resposta da câmara de ionização em intervalo de 1 min após a irradiação.

A maior corrente de fuga observada foi de 0,085 ± 0,033 pC para CA e 0,080 ± 0,019 pC para CB. A menor medição foi de 802,673 ± 0,142 pC para CA e de 821,411 ± 0,142 pC para CB resultando numa variação da fuga em relação à medição de 0,011 % e de 0,010 % para CA e CB, respectivamente. Assim, é possível observar a baixa influência desse efeito na resposta das câmaras de ionização de placas paralelas em estudo.

4.2.4 Corrente de fuga pós-irradiação

A IEC 60731 [IEC, 2012] estabelece que a corrente de fuga medida em 5 s após uma irradiação de 10 min deve diminuir ± 1,0 % da medição obtida durante a irradiação. Para realização deste teste, a corrente de fuga foi representada pelas medições em carga. Foram realizados 10 conjuntos de medições e foi observada a variação da resposta no intervalo de 5 s após a irradiação.

Para todas as medições realizadas, não houve mudança significativa na leitura da corrente de fuga coletada após os 5 s da irradiação. O mesmo teste foi repetido para um tempo pós-irradiação de 10 s com a finalidade de testar a influência da fuga do sistema e embora seja o dobro do tempo recomendado pela norma, os resultados se mantiveram de acordo com as recomendações, como pode ser observado no exemplo da Tabela 1.

Tabela 1: Carga obtida em diferentes intervalos de tempo para o teste da corrente de fuga pós-irradiação para as câmaras de ionização CA e CB

Tempo (s)	Leitura de carga (pC)	
	CA	**CB**
600	7,338 ± 0,001	7,245 ± 0,001
5	7,338 ± 0,001	7,245 ± 0,001
10	7,338 ± 0,001	7,245 ± 0,001

4.2.5 Tempo de estabilização

O teste do tempo de estabilização é realizado para avaliar quanto tempo é necessário para que o conjunto câmara de ionização e eletrômetro fique eletricamente estável [IAEA, 2009]. De acordo com a norma IEC 60731 [IEC, 2012], os limites de variação da resposta da câmara em condições de irradiação, durante um período entre 15 min e 2 h após aplicar a tensão não podem ser maiores que 0,5 % da resposta medida 1 h após aplicar a tensão de polarização.

Foram feitos sete conjuntos de medições e a Tabela 2 exemplifica um dos resultados obtidos nos diferentes intervalos de tempo para CA e CB.

Tabela 2: Corrente obtida em diferentes intervalos de tempo para o teste do tempo de estabilização da câmara de ionização de placas paralelas para as câmaras de ionização CA e CB

Tempo (min)	Corrente (pA)	
	CA	**CB**
0	12,050 ± 0,0001	12,120 ± 0,0001
15	12,150 ± 0,0001	12,380 ± 0,0001
60	12,210 ± 0,0001	12,440 ± 0,0001
120	12,210 ± 0,0001	12,440 ± 0,0001

Levando em consideração as recomendações da norma IEC 60731 (IEC, 2012), 5 % da leitura obtida com 60 min após aplicar a polarização é 0,611 pA para CA e de 0,620 pA para CB e a leitura obtida com 2 h subtraída da leitura obtida com 15 min é 0,060 pA e 0,020 pA para CA e CB, respectivamente. Já que 0,060 pA é menor que 0,611 pA e 0,020 pA é menor que 0,620 pA, os resultados estão em concordância com a norma.

4.3 Testes de caracterização

Neste item serão apresentados os resultados obtidos nos testes de caracterização da câmara de ionização de placas paralelas. Em todos os testes foi utilizada uma fonte de controle de ^{90}Sr, com exceção do teste da linearidade da resposta com a corrente, o qual foi utilizado o irradiador Seifert/Pantak.

4.3.1 Taxa de dose mínima efetiva

A taxa de dose mínima nominal ou efetiva é a taxa de dose mais baixa a que a corrente de fuga da câmara de ionização é encontrada de acordo com o desempenho exigido. Segundo os dados obtidos, a carga média encontrada pela câmara de ionização foi de 804,673 ± 1,075 pC e 760,280 ± 0,021 pC para CA e CB respectivamente. A corrente de fuga média foi de 0,042 ± 0,028 pC para CA e 0,039 ± 0,020 pC para CB. Sabendo que a corrente de fuga deve ser inferior a 0,5 % da leitura, a taxa de dose mínima efetiva das câmaras calculada, é de 4,240 pC para CA e de 7,700 pC para CB. As maiores correntes de fuga permitida para as cargas médias encontradas para CA e CB, segundo os limites presentes na norma foram de 4,023 pC e 3,801 pC, respectivamente.

4.3.2 Curva de saturação

As câmaras de ionização CA e CB foram irradiadas nas tensões de ± 400 V, ± 300 V, ± 200 V e ± 100 V e as leituras de carga obtidas estão ilustradas nos gráficos das Figuras 21 e 22.

As incertezas associadas às medições foram sempre inferiores a 0,04 % e por esta razão não podem ser visualizadas no gráfico.

Como pode ser notada, a região de saturação se inicia em ± 100 V para CA e para CB, portanto, qualquer tensão menor que – 100 V e maior que + 100 V pode ser utilizada para realização das medições. Neste trabalho a tensão de polarização utilizada como padrão para as medições foi de + 400 V.

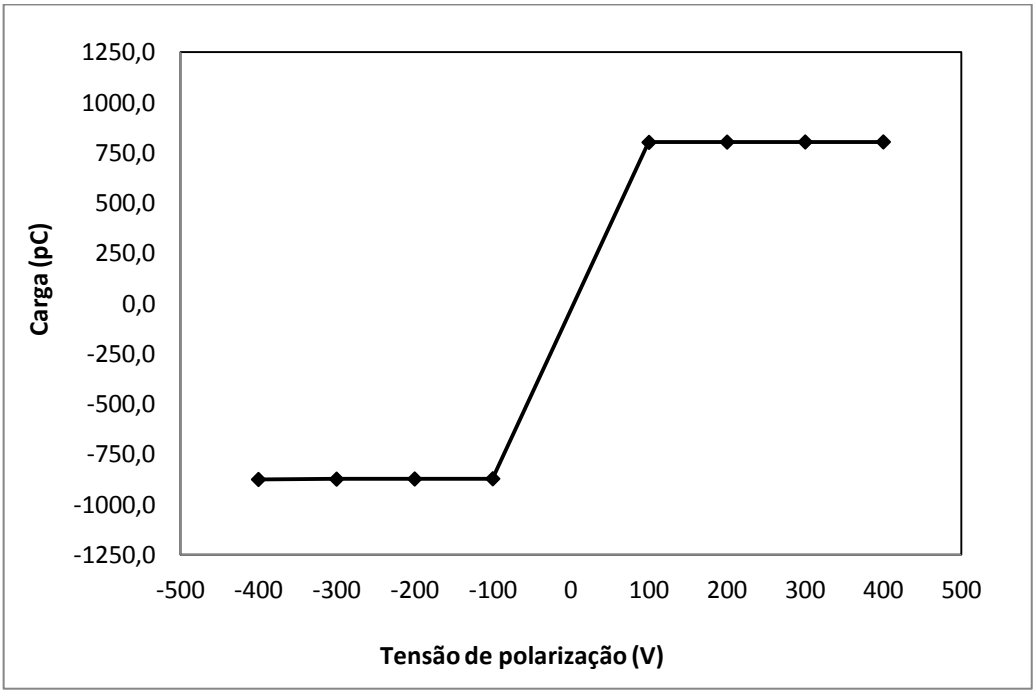

Figura 21: Curva de saturação para a câmara CA obtida para tensões nas duas polaridades utilizando a fonte de controle de ^{90}Sr. As incertezas associadas aos resultados foram menores que 0,04 % e não podem ser visualizadas na figura

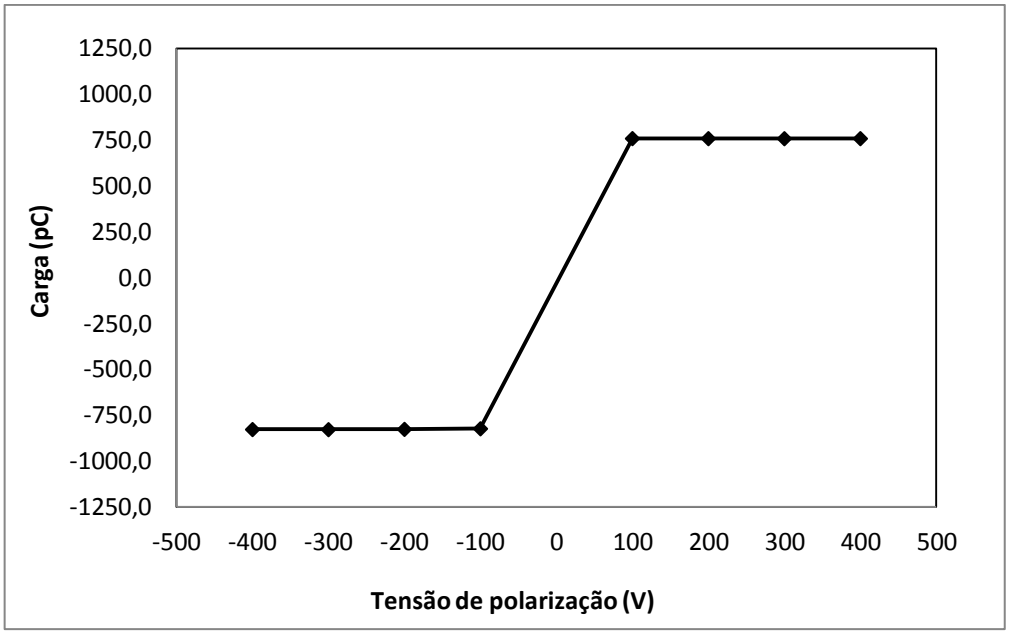

Figura 22: Curva de saturação obtida para a câmara CB para tensões nas duas polaridades utilizando a fonte controle de ^{90}Sr. As incertezas associadas aos resultados foram menores que 0,04 % e não podem ser visualizadas na figura.

4.3.3 Eficiência na coleção de íons

A eficiência da coleção de íons foi determinada por meio dos dados obtidos da curva de saturação para as câmaras de ionização CA e CB. Segundo a norma IEC 60731 [IEC, 2012], a eficiência na coleção de íons deve ser maior ou igual a 99 % e deve ainda, serem encontradas em ambas as polarizações.

Foram obtidos dois gráficos do inverso da tensão aplicada em função da carga coletada para cada tensão de polarização, um gráfico para as tensões positivas e outro gráfico para as tensões de polarização negativas. Através do ajuste linear dos pontos experimentais, foi obtida a equação da reta ($y = Ax + B$), onde a carga de saturação é dada pelo parâmetro B da equação. Ou seja, o valor de B corresponde à carga extrapolada para um valor de $1/V$ igual a zero (tensão de polarização tendendo ao infinito e, portanto o maior valor de coleta iônica possível). De posse do valor de carga iônica total (I_s) e do valor de carga iônica medida (I) foi possível determinar a perda fracional ou percentual na carga de ionização (I) para cada tensão de operação, para as condições de medição utilizadas [SCHRADER,

1997]. As eficiências na coleção de íons encontradas para cada tensão de polarização aplicada estão dispostas na Tabela 3.

Tabela 3: Eficiência na coleção de íons para as câmaras de ionização de placas paralelas PTW modelo 23344 com números de série 0708 (CA) e 0709 (CB)

Tensão (V)	Eficiência na coleção de íons (%)	
	CA	**CB**
+ 400	99,88 ± 0,03	100,22 ± E^{-3}
+ 300	99,90 ± 0,40	100,25 ± E^{-3}
+ 200	99,88 ± 0,02	99,97 ± 0,03
+ 100	99,66 ± 0,03	100,57 ± 0,02
- 100	99,68 ± 0,03	99,92 ± 0,03
- 200	99,83 ± 0,03	99,87 ± 0,05
- 300	99,83 ± 0,03	100,00 ± 0,09
- 400	99,98 ± 0,01	100,00 ± 0,05

A maior recombinação iônica encontrada para todas as tensões analisadas foi de 0,44 % para CA e de -0,57 % para CB, tendo o resultado, para ambas as câmaras de ionização, sido inferior a 1 % e, portanto, em concordância com as recomendações da norma IEC 60731 [IEC, 2012].

A incompleta coleção de cargas em uma câmara de ionização devida à recombinação de íons requer um fator de correção K_s que deve ser aplicado às medições. O TRS- 398 [IAEA, 2000 (a)] recomenda o cálculo deste fator de correção pelo método das duas tensões segundo a Equação 23.

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)} \tag{23}$$

onde V_1 é a tensão geralmente utilizada nas medições, $V_2 = V_1/2$, M_1 e M_2 são as leituras obtidas com as tensões V_1 e V_2, respectivamente.

A Tabela 4 mostra os fatores de correção para a recombinação de íons calculados por meio da Equação 23 e com os dados obtidos da curva de saturação, para as tensões de + 400 V e – 400 V das câmaras CA e CB.

Tabela 4: Fatores de correção para recombinação iônica.

Tensão (V)	k_s	
	CA	**CB**
+ 400	1,000 ± 0,001	1,000 ± 0,001
- 400	1,001 ± 0,001	1,000 ± 0,001

O TRS-398 [IAEA, 2000 (a)] recomenda por outro lado, que o efeito de recombinação iônica em câmaras de ionização de placas paralelas utilizadas em feixes de raios X de baixa energia não seja mensurado pelo método descrito pela Equação 23. A mudança da tensão distorce a janela da câmara e esta fornece então, um valor de recombinação acima do real, que normalmente seria desprezível.

A estimativa da carga que seria obtida se a coleta iônica fosse total, ou carga de saturação, obtida para as câmaras CA e CB por meio do ajuste linear do gráfico do inverso da carga *versus* o inverso da tensão de polarização resultou numa carga de saturação de 714,286 ± 0,001 pC para CA e 666,667 ± 0,001 pC para CB.

4.3.4 Efeito da polaridade

A norma IEC 60731 (IEC, 2012), recomenda que a variação da resposta da câmara com a inversão da polaridade seja inferior a 1,0 % caso contrário, é necessário estabelecer fatores de correção. Nesse trabalho o efeito da polaridade foi medido para as tensões de ± 400 V, ± 300 V, ± 200 V e ± 100 V. A razão das cargas iônicas obtidas com polaridade positiva e polaridade negativa para as câmaras CA e CB estão disposta nas Tabelas 5 e 6, onde Q_+ corresponde à carga coletada com a polarização positiva e Q_- corresponde à carga coletada com a polarização negativa.

Tabela 5: Efeito de polaridade para a câmara de ionização de placas paralelas CA.

Tensão de polarização (V)	Razão (Q_+ / Q_-)	Variação (%)
+ 100 / - 100	0,921	7,87
+ 200 / - 200	0,922	7,78
+ 300 / - 300	0,921	7,90
+ 400 / - 400	0,920	8,00

Tabela 6: Efeito de polaridade para a câmara de ionização de placas paralelas CB.

Tensão de polarização (V)	Razão (Q_+ / Q_-)	Variação (%)
+ 100 / - 100	0,920	8,02
+ 200 / - 200	0,920	7,98
+ 300 / - 300	0,920	8,00
+ 400 / - 400	0,919	8,15

Em câmaras de ionização de placas paralelas a interação da radiação com o material dielétrico do cabo que a conecta ao eletrômetro, causa uma distorção de forma acentuada no volume da câmara. Além disso, as câmaras de placas paralelas utilizadas em feixes de radiação X de baixa energia possuem uma janela de entrada da radiação muito fina. Estes fatores contribuem para uma grande diferença entre as leituras de correntes medidas com as tensões de polarização positiva e negativa [BESSA, 2007].

A Equação 24 é utilizada no cálculo do fator de correção da polarização que deve ser aplicado às leituras.

$$K_{pol} = \frac{(Q_-) + (Q_+)}{2(Q_+)} \tag{24}$$

O protocolo TRS 398 faz ainda recomendação que as câmaras de ionização de janela fina que apresentam efeito de polarização não desprezível sejam utilizadas sempre com a mesma tensão de polarização, e que não sejam realizadas medições com a polaridade inversa à escolhida como tensão padrão no uso durante a rotina [IAEA, 2000 (a)].

4.3.5 Linearidade da resposta com a taxa de kerma no ar

O teste de linearidade da resposta da câmara de ionização é utilizado para verificar se a resposta do detector é linear com a variação da taxa de dose. Esse teste foi realizado com a câmara de ionização posicionada a 1,0 m da fonte de raios X do irradiador Seifert/Pantak. A tensão de 30 kV no tubo de raios X foi mantida constante, e a corrente no tubo de raios X foi modificada no intervalo de 5 mA a 35 mA. Foram realizadas 10 medições para cada corrente. O gráfico das Figuras 23 e 24 mostram a dispersão linear da carga coletada em função da corrente para CA e CB, respectivamente, bem como o fator de correlação linear (R^2) obtido, de 0,999 para CA e de 1,0 para CB. Estes resultados de R^2 comprovam a linearidade da resposta das câmaras de ionização com a variação da taxa de kerma no ar.

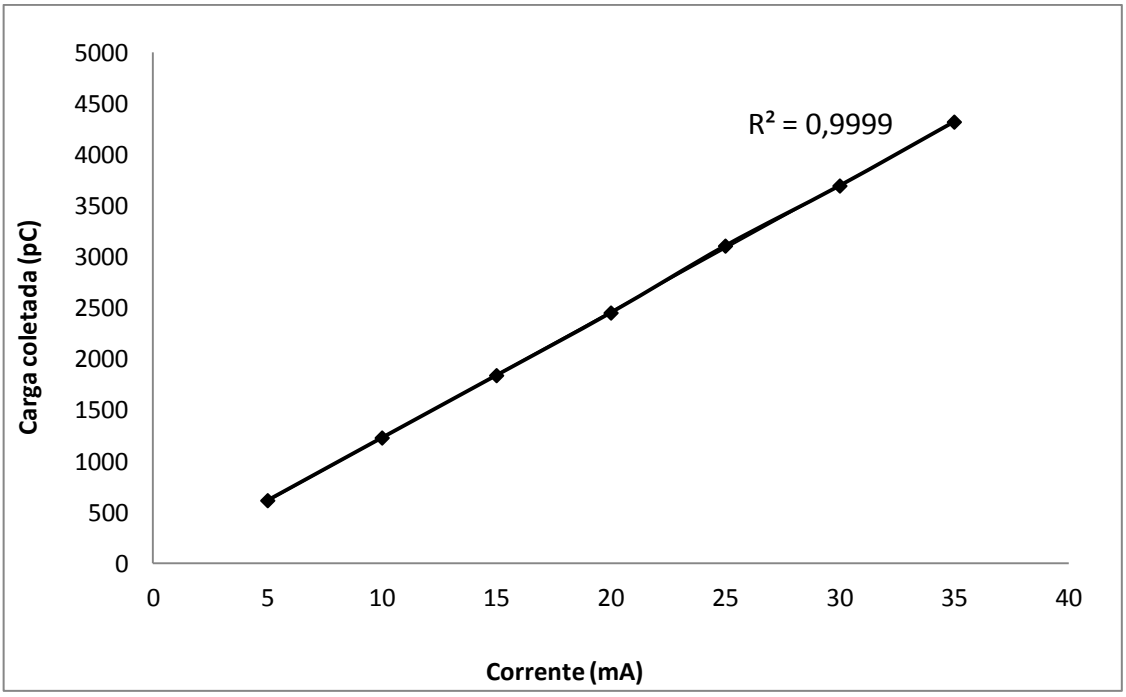

Figura 23: Linearidade da resposta da câmara de placas paralelas CA. As incertezas associadas aos resultados foram menores que 0,02 % e não podem ser visualizadas na figura.

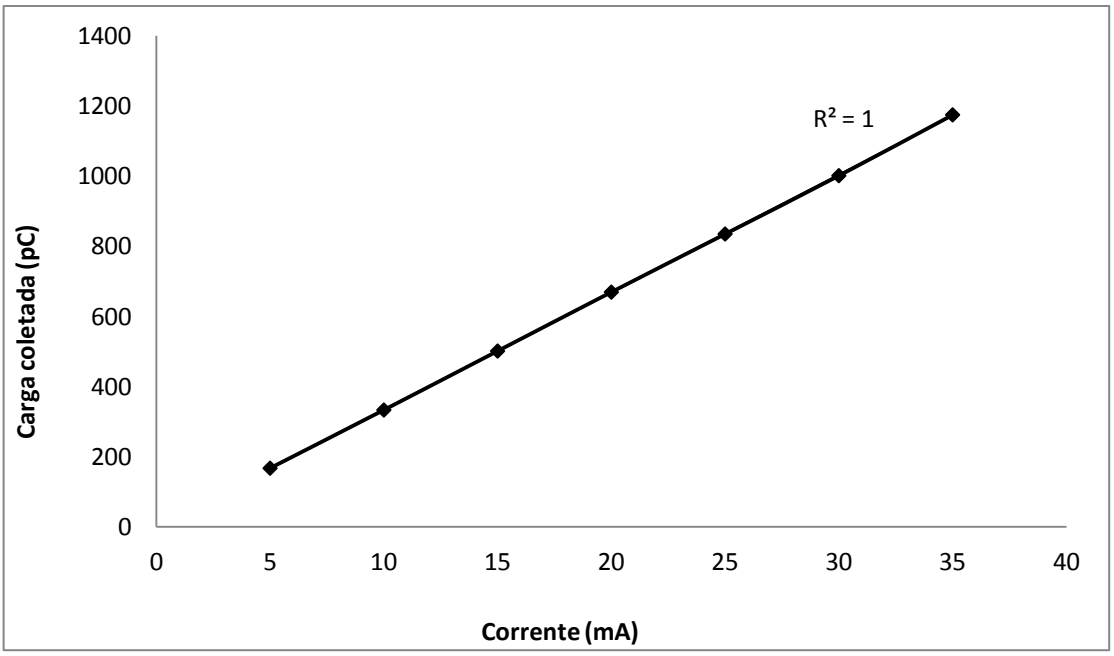

Figura 24: Linearidade da resposta da câmara de placas paralelas CB. As incertezas associadas aos resultados foram menores que 0,02 % e não podem ser visualizadas na figura.

4.4 Feixes padrões de radiação X de baixa energia

Antes do início deste trabalho, o LCI já possuía algumas qualidades de radioterapia implantadas com rastreabilidade pelo *Bureau International des Poides et Mesures* [BIPM, 1991]. Estas qualidades alcançavam um intervalo apenas de 10 kV a 50 kV.

Com o objetivo de estabelecer uma metodologia de calibração em qualidades de radiação que alcançam desde 10 kV a 100 kV e, sabendo que é recomendado pelo TRS 398 [IAEA, 2000 (a)] o estabelecimento de qualidades de radiação para a determinação de dose absorvida sob condições de referência (dose absorvida na água) para todos os instrumentos utilizados em medições de radioterapia, foi necessário o estabelecimento de novas qualidades.

As qualidades de T- 10 a T- 50 foram reestabelecidas a fim de buscar melhor exatidão dos resultados obtidos no momento em que foram inicialmente estabelecidas no LCI. Para isto o tamanho de colimador utilizados nas medições foi reduzido, esta redução minimiza os efeitos de espalhamento, reduzindo a quantidade de radiação secundária que será absorvida pela janela de entrada da câmara de ionização [DAVIS, 2014] e, portanto, a carga coletada pela câmara de ionização representará de melhor maneira a quantidade de radiação incidente. Além disso, as qualidades de T- 70 e T- 100 foram estabelecidas com rastreabilidade ao *Deutsches Institut fur Normung* [DIN, 1988].

Para todas as medições realizadas neste tópico foi utilizada a câmara de ionização de placas paralelas CB, pois embora ambas as câmaras de ionização estivessem com os resultados dos testes de qualidade de acordo com as recomendações, os valores para a câmara de ionização CB estiveram mais próximos dos de referência.

4.4.1 Reestabelecimento das qualidades de radiação X (10 - 50 kV)

As qualidades de radiação aplicadas à radioterapia estabelecidas no LCI, T-10 a T- 50, tiveram como referência as recomendações do BIPM [BIPM, 1991]. O reestabelecimento destas qualidades teve por finalidade verificar a confiabilidade das mesmas e melhorar os resultados minimizando a contribuição da radiação secundária ao feixe útil por reduzir o tamanho de campo [DAVIS, 2014]. Além disso, a câmara de ionização PTW modelo 23344 foi avaliada quantitativamente por comparar seus resultados com os resultados obtidos com a câmara de ionização PTW modelo 31003 utilizada inicialmente no estabelecimento dos feixes padrões no LCI. Para reestabelecer as qualidades, além das recomendações do BIPM [BIPM, 1991], foram seguidos os procedimentos realizados por Bessa [BESSA, 2007] no momento em que as qualidades foram inicialmente estabelecidas.

Os filtros absorvedores utilizados foram de alumínio com pureza maior que 99,99 % e foram posicionados a uma distância de 38 cm do ponto focal. O colimador utilizado foi de 25,5 mm de diâmetro, resultando num tamanho de campo maior que 3,0 cm de diâmetro, tamanho este suficiente para cobrir o volume sensível da câmara de ionização utilizada que é de 0,20 cm^3. Como no LCI os instrumentos são calibrados a uma distância do ponto focal de 50 cm já que para distâncias inferiores o espalhamento dos filtros adicionais pode interferir nos resultados das medições, esta foi a distância utilizada para realização das medições [LACERDA, 2002]. A Tabela 7 e Tabela 8 apresentam as recomendações do BIPM e os resultados obtidos no LCI no momento em que as qualidades foram inicialmente estabelecidas, respectivamente.

Tabela 7: Qualidades de feixes de radiação X de baixas energias para radioterapia implantadas no BIPM para calibração de câmaras de ionização [BIPM, 1991]

Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	Filtração adicional (mm Al)	1ª CSR (mm Al)
T - 10	10	-	0,037
T - 25	25	0,372	0,242
T - 30	30	0,208	0,169
T - 50 (a)*	50	3,989	2,262

T - 50 (b)	50	1,008	1,017

*A mais filtrada das duas qualidades implantadas utilizando a tensão de 50 kV.

Tabela 8: Qualidades de feixes de radiação X de baixas energias para radioterapia implantadas no LCI para calibração de câmaras de ionização [BESSA, 2007]

Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	Filtração adicional (mm Al)	Taxa de Kerma no ar (mGy/s)
T - 10	10	-	3,130 ± 0,013
T - 25	25	0,4	2,762 ± 0,011
T - 30	30	0,2	9,638 ± 0,042
T - 50 (a)*	50	4,0	0,821 ± 0,004
T - 50 (b)	50	1,0	4,027 ± 0,016

*A mais filtrada das duas qualidades implantadas utilizando a tensão de 50 kV.

Reproduzindo os procedimentos realizados por Bessa [BESSA, 2007], com exceção apenas do tamanho de colimador utilizado, reduzindo de 70,50 mm de diâmetro para 25,5 mm de diâmetro, os resultados obtidos neste trabalho ficaram bastante próximos. A variação percentual máxima encontrada foi inferior a 5 % dentro do intervalo de incertezas e os resultados encontrados estão apresentados na Tabela 9.

Tabela 9: Reestabelecimento das qualidades de feixes de radiação X de baixas energias para radioterapia implantadas no LCI para calibração de câmaras de ionização.

Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	Filtração adicional (mm Al)	Taxa de Kerma no ar (mGy/s)
T - 10	10	-	2,801 ± 0,182
T - 25	25	0,4	2,601 ± 0,152

T - 30	30	0,2	8,861 ± 0,548
T - 50 (a)*	50	4,0	0,811 ± 0,045
T - 50 (b)	50	1,0	3,860 ± 0,084

*A mais filtrada das duas qualidades implantadas utilizando a tensão de 50 kV.

4.5 Estabelecimento das qualidades de radiação X, T- 70 e T- 100

Tendo como base o protocolo Alemão DIN 6809-4, [DIN, 1988] foram implantadas duas novas qualidades de radiação X de baixa energia no LCI. As características e recomendações destes feixes para as qualidades T- 70 e T- 100 seguem na Tabela 10.

Tabela 10: Qualidades de feixes de radiação X de energias baixas para radioterapia implantadas no *DIN German Standards Institute* para calibração de câmaras de ionização [DIN, 1988]

Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	Filtração adicional (mm Al)	1ª CSR (mm Al)
T - 70	70	-	2,8
T - 100	100	0,5	4,4

Para ambas as qualidades há a recomendação de uma filtração fixa de 4,0 mm Al.

Assim como para o reestabelecimento das qualidades de T- 10 a T- 50, os filtros absorvedores utilizados para as qualidades de T- 70 e T- 100 foram de alumínio com pureza maior que 99,99 %. Além disso, a distância foco filtros também foi mantida igual. O colimador utilizado para estas qualidades foi de 17,0 mm de diâmetro resultando num tamanho de campo de 3,0 x 3,0 cm² na distância de 100 cm onde a câmara de ionização foi posicionada.

Para cada qualidade, foram inicialmente realizados 3 conjuntos de 10 medições para verificar a repetibilidade das qualidades implantadas. Logo após, 3 novos conjuntos de 10 medições cada, foram realizados com a filtração necessária para se obter a 1ª CSR. Além disso, foi determinada a Taxa de exposição com

substituição das medições na Equação 25 já que, a câmara de ionização CB é calibrada para fornecer essa grandeza. Como descrito em Burns [BURNS, 2009] a grandeza exposição não deve ser mais utilizada para representar a grandeza dose absorvida e, por esta razão, a exposição foi convertida para taxa de Kerma no ar com uso da Equação 26.

$$\dot{X} = \frac{M}{T} K_{tp} k_q N_s \tag{25}$$

onde *M* é a leitura média, *T* é o tempo de medida, K_{tp} é o fator de correção para temperatura e pressão, K_q é o fator de correção para a qualidade da radiação com a qual a câmara de ionização foi calibrada e N_S é uma constante equivalente a 0,00936 . 10^{12} *R/C* que converte a medida de taxa de carga para taxa de exposição.

$$\dot{K} = \dot{X}\, 145{,}5\ \mu Gy/s \tag{26}$$

onde $\dot{X}$ é a taxa de exposição e *145,5* $\mu\, Gy/s$ é uma equivalente a 1 R / min e converte a medição de taxa de exposição para taxa de kerma no ar.

Os resultados da primeira camada semirredutora e a taxa de kerma no ar obtidos estão dispostos na Tabela 11.

Tabela 11: Qualidades de feixes de radiação X de energias baixas para radioterapia implantadas no LCI para calibração de câmaras de ionização.

Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	Filtração adicional (mm Al)	1ª CSR (mm Al)	Taxa de Kerma no ar (mGy/s)
T – 70	70	-	2,231	0,439 ± 0,131
T – 100	100	0,5	4,615	0,857 ± 0,003

Para ambas as qualidades há a recomendação de uma filtração fixa de 4,0 mm Al.

Segundo a norma DIN 6809-4 [DIN, 1988] os valores recomendados para espessura de alumínio utilizada na determinação da camada semirredutora (CSR) são valores padrões e a depender do equipamento de raios X utilizado podem variar dos valores padrões. Sendo assim, as diferenças encontradas entre os valores de camada semirredutoras determinadas neste trabalho e recomendadas pela norma DIN conforme podem ser observadas nas Tabelas 9 e 10 são previstas pela norma.

Além disso, segundo descrito na norma DIN 6809-4 [DIN, 1988] é possível para as qualidades de T- 70 e T- 100 variar as espessuras de filtração entre filtração fixa e filtração arbitrária, embora para a qualidade de T- 70 nenhuma filtração adicional seja geralmente utilizada. Sendo assim, a fim de tentar minimizar as diferenças encontradas nas espessuras de material para obtenção da camada semirredutora, esta espessura foi mantida fixa segundo os valores apresentados na Tabela 10 e as medições foram realizadas para várias tentativas de combinação para filtração fixa e filtração adicional, porém não foram obtidos resultados satisfatórios. Foi concluído então, que as qualidades de T- 70 e T- 100 podem estar recebendo influência neste caso, do alvo de tungstênio presente no irradiador o que justifica os resultados obtidos.

4.6 Determinação da dose absorvida na água para as qualidades de T-10 a T-100

A metodologia descrita pelo DIN 6809-4 [DIN, 1988] na determinação da dose absorvida na água aplica-se apenas às medições realizadas com câmaras de ionização de janela de entrada fina e volume de medida plano com no máximo 1,0 cm.

As condições físicas de referência adotadas para estabelecer a metodologia de calibração da câmara de ionização de placas paralelas em dose absorvida na água, contam com a exigência de um simulador de material equivalente a água e tamanho de campo de 3 x 3 cm² na distância do foco ao ponto de medida.

O *phantom (simulador) deve ser tal que* a superfície externa da câmara encontre-se plana com sua superfície, profundidade de referência Z_o, e tenha

dimensões suficientes para garantir as condições ideais de espalhamento. Para as qualidades com tensão aplicada superior a 50 kV foi necessário ainda, utilizar folhas de material similar ao da janela da câmara para assegurar o completo equilíbrio eletrônico (b*uildup)*. As espessuras recomendadas pelo TRS- 398 estão na Tabela 12. O tamanho de campo utilizado para todas as qualidades foi de 3 x 3 cm² e para isto um colimador de 25,5 mm foi utilizado para as qualidades de T- 10 a T- 50 e um colimador de 17,0 mm para as qualidades de T- 70 e T- 100. A câmara de ionização foi posicionada a uma distância da fonte de 50 cm para as qualidades abaixo de T- 50 e a 100 cm para as qualidades acima desta. O colimador foi posicionado a 38 cm da fonte para todas as qualidades de radiação. Todos os procedimentos realizados neste tópico tiveram como base as recomendações do DIN 6809-4 [DIN, 1988] e do TRS- 398 [IAEA, 2000 (a)].

Tabela 12: Espessura de material necessário para completo *buildup* [IAEA, 2000 (a)]

Tensão (kV)	PMMA[b] (mg/cm²)	PMMA[b] (mm)
50	4,4	0,04
70	8,0	0,07
100	14,7	0,13

[b] *Polymethyl methacrylate*

[b] ρ_{PMMA} *= 1,19 g/cm³*

As folhas de material para se atingir o *buildup,* utilizadas conforme pode ser visto na Tabela 13, para as tensões de 70 kV e 100 kV, tiveram espessuras levemente maiores do que as recomendadas pelo TRS 398. Este acréscimo de material produz atenuação insignificante nas medições, por outro lado garante o completo equilíbrio eletrônico [IAEA, 2000 (a)]. Para a tensão de 50 kV a espessura de material recomendada foi desconsiderada e nenhuma folha adicional foi utilizada.

Tabela 13: Espessura de material utilizada para o completo *buildup*

Tensão (kV)	PMMA[b] (mm)
50	-
70	0,1
100	0,2

[b] *Polymethyl methacrylate*

Embora o DIN [DIN, 1988] recomende uma distância do foco à câmara de ionização para as qualidades de T- 10 a T-50 de 30 cm foi utilizada uma distância de 50 cm seguindo as recomendações do BIPM [BIPM, 1991] já que este foi o protocolo utilizado no estabelecimento destas qualidades e também para evitar a contribuição de radiação espalhada nas medições por influência dos filtros atenuadores [LACERDA, 2002].

Os dados obtidos segundo o arranjo experimental descrito acima foram utilizados para determinar a dose absorvida na água. Estes foram substituídos na Equação 27 para a câmara de ionização CA e na Equação 28 para a câmara de ionização CB.

$$D_W = N_D \,.\, K \,.\, M \tag{27}$$

onde, N_D é o coeficiente de calibração para a dose absorvida na água, *K* é o produto de fatores de correção k_i para quantidades de influencia e *M* é a leitura realizada segundo o arranjo experimental descrito.

$$D_w = f_w \,.\, k_{a\to w} \,.\, N_s \,.\, K \,.\, M \tag{28}$$

onde, f_w é um fator de conversão igual a $\left(\frac{W}{e}\right).\, t_{w/a}^{en}$, *W/e* é a energia gasta no ar por um par de íons formado dividido pela carga do elétron e

$t_{w/a}^{en} = (\mu_{en}/\rho)_{water}/(\mu_{en}/\rho)_{air}$, $k_{a\rightarrow w}$ é o fator de correção para a transição de medidas realizadas no ar para medidas realizadas na água ou *phantom* equivalente a água, N_s é o coeficiente de calibração para o padrão em exposição no ar para a qualidade de referência, *K* é o produto de fatores de correção k_i para quantidades de influencia e *M* é a leitura realizada segundo o arranjo experimental descrito acima.

Os valores de f_w e $k_{a\rightarrow w}$ sugeridos pelo DIN [DIN, 1988] para as qualidades de radiação X em estudo estão dispostos na Tabela 14.

Tabela 14: Fator de conversão f_w para o cálculo da dose absorvida na água com padrão em exposição e fator de correção $k_{a\rightarrow w}$ da transição da calibração no ar para a calibração num objeto simulador água equivalente. [DIN, 1988]

Tensão (kV)	f_w (mGy/R)	$k_{a\rightarrow w}$
10	9,23	0,977*
25	9,09*	1,030*
30	9,01	1,040
50	8,93	1,075
70	8,93	1,100
100	9,01	1,105

*Os valores não fornecidos pela tabela de referência do DIN 6809-4 foram encontrados pela equação da reta traçada para os valores tabelados.

Para as qualidades de T- 10 a T-50 os valores de $k_{a\rightarrow w}$ apresentados na Tabela 14 são válidos para uma distância foco câmara de ionização de 30 cm, no entanto, segundo dedução matemática por IPE [IPE, 2001] este fator é idêntico ao fator k_{ch} utilizado pelo laboratório *Institute of Physics in Medicine and Biology* (IPEMB) na determinação da dose absorvida na água e que por sua vez, não tem dependência com a distância do foco ao ponto de medida [PERRIN, 2001]. Sendo assim, embora as medições para estas qualidades tenham sido realizadas a uma distância fonte superfície de 50 cm os dados de $k_{a\rightarrow w}$ tabelados, sugeridos pelo DIN puderam ser utilizados na determinação da dose absorvida para estas qualidades.

Os valores de dose absorvida na água encontrados para as câmaras de ionização PTW tipo 23344 números de série 0708 e 0709 estão nas Tabelas 15 e 16, respectivamente.

Tabela 15: Dose absorvida na água a partir de câmara calibrada para fornecer dose absorvida na água (CA).

Qualidade da Radiação	Dose (mGy/min)
T- 10	165,857 ± 9,510
T- 25	164,934 ± 9,484
T- 30	557,910 ± 32,207
T- 50 (a)	54,415 ± 3,119
T- 50 (b)	254,972 ± 14,632
T- 70	31,462 ± 1,817
T- 100	62,751 ± 3,625

Tabela 16: Dose absorvida na água a partir de câmara de ionização calibrada para fornecer exposição (CB)

Qualidade da Radiação	Dose (mGy/min)
T- 10	170,76 ± 8,576
T- 25	168,46 ± 8,880
T- 30	572,11 ± 30,179
T- 50 (a)	55,810 ± 2,994
T- 50 (b)	261,48 ± 14,046
T- 70	32,162 ± 1,785
T- 100	64,787 ± 3,609

As doses obtidas para as duas câmaras de ionização foram bastante próximas e podem ser consideradas iguais considerando a margem de incerteza.

Esta semelhança entre os resultados pode ser utilizada como indicador de que as doses obtidas com uma câmara calibrada em formalismos de $N_{D,W}$ (CA) e uma com formalismo de N_K (CB), rendem aproximadamente a mesma dose absorvida na água quando medidas sob condições de referência [IAEA, 2000 (a)].

As incertezas expandidas apresentadas nas Tabelas 15 e 16 são derivadas da incerteza combinada, que por sua vez, é o resultado da raiz quadrada do somatório das variâncias. Estas por sua vez, indicam o quanto o resultado da incerteza é influenciado pelos diferentes componentes da medição em análise [INMETRO, 2008]. Para todas as qualidades de energia a componente com maior sensibilidade, ou seja, que mais influenciou na estimativa da incerteza foi a medição, M, das Equações 27 e 28. Isto justifica as maiores incertezas estarem para as maiores doses absorvidas. A incerteza relativa é aproximadamente igual para todas as qualidades analisadas.

As medições encontradas com a câmara de ionização CA foram consideradas de referência para determinação do fator de calibração $N_{DW,Q_{CB}}$ para a câmara de ionização CB conforme será descrito a seguir.

4.7 Determinação do fator de calibração $N_{DW,Q_{CB}}$ para CB

As quantidades de influências que podem alterar o valor de uma medição podem ser de diferentes naturezas como a pressão, temperatura, tensão de polarização, já descritas nos tópicos acima; elas podem surgir do próprio dosímetro como a radiação de fuga, ou podem ser quantidades relacionadas com o campo de radiação como, por exemplo, a qualidade do feixe.

Ao se determinar um coeficiente de calibração todas as quantidades capazes de influenciar na medição devem ser mantidas sobre controle. No entanto, muitas dessas quantidades não podem ser controladas, como por exemplo, a pressão. As medições devem então ser corrigidas para os efeitos destas quantidades pelo uso de fatores de correção.

Segundo o TRS 398 [IAEA, 2000 (a)] tanto o efeito da polaridade quanto o efeito da recombinação iônica devem ser desconsiderados no cálculo da dose com

câmaras de ionização recomendadas para feixes de raios X de baixa energia. Isto se deve à dificuldade na medição desses fatores pela distorção eletrostática da janela da câmara de ionização. Sendo assim, as medições devem ser realizadas com a mesma tensão de polarização utilizada na calibração da câmara. O efeito da recombinação iônica normalmente é insignificante e com a mudança de polarização respostas que excedam qualquer efeito de recombinação poderiam ser registrados.

O fator de correção K_{QQ_0} é um fator específico da câmara de ionização que corrige diferenças entre a qualidade do feixe de referência, Q_0, e a qualidade que esta sendo utilizada, Q. Para câmaras de ionização de janela fina, utilizadas em feixes de raios X de baixa energia, este fator deve ser obtido diretamente de medições. Além disso, este fator não pode ser tabelado devido a grandes variações na resposta com a energia de câmara para câmara.

Para feixes de raios X de baixa energia, devido à susceptibilidade em mudar a resposta em função da energia é indicado que a câmara seja calibrada em todas as qualidades relevantes, todas às vezes. Sendo assim, os fatores K_{QQ_0} utilizados para determinar o coeficiente de calibração para CB foram retirados do certificado de calibração. Para as energias que o fator K_{QQ_0} não havia sido fornecido no certificado de calibração, este foi determinado por interpolação.

Considerando que a dose absorvida apresentada na Tabela 16, encontrada utilizando a câmara de ionização CB que é calibrada em termos de exposição, já foi convertida para dose absorvida na água, é possível utilizar a Equação 18 a fim de determinar o coeficiente de calibração, $N_{DW,Q_{CB}}$, para CB. Dessa igualdade temos como resultado a Equação 29.

$$M_{Q_{CA}}\ N_{DW_{CA}}\, K_{QQ_{0_{CA}}} = M_{Q_{CB}}\ N_{DW_{CB}}\, K_{QQ_{0_{CB}}} \tag{29}$$

Os resultados obtidos para os coeficientes de calibração $N_{DW,Q_{CB}}$ para as qualidades de radiação de T-10 a T-100 estão dispostos na Tabela 17.

Tabela 17: Coeficientes de calibração $N_{DW,Q_{CB}}$ para a câmara de ionização CB.

Qualidade da Radiação	$N_{DW,Q_{CB}}$ (10^9 Gy/C)
T- 10	9,22 ± 0,045
T- 25	9,27 ± 0,047
T- 30	9,24 ± 0,047
T- 50 (a)	9,27 ± 0,048
T- 50 (b)	9,28 ± 0,048
T- 70	9,53 ± 0,050
T- 100	9,37 ± 0,050

O coeficiente de calibração encontrado tem um valor numérico pequeno, este pode ser utilizado como indicador de que as doses obtidas com uma câmara calibrada em formalismos de $N_{D,W}$ (CA) e uma com formalismo de N_K (CB), rendem aproximadamente a mesma dose absorvida na água quando medidas sob condições de referência [IAEA, 2000 (a)].

4.8 Estabelecimento de uma metodologia de calibração

O método de calibração a ser utilizado é o método de substituição. Neste tipo de calibração primeiramente a câmara de referência é irradiada e suas leituras são registradas; em seguida a câmara a ser calibrada é colocada exatamente na mesma condição geométrica da câmara de referência, também é irradiada e então, suas leituras são registradas. O coeficiente de calibração é determinado por meio da comparação das medições obtidas com os instrumentos de referência, pertencentes ao Laboratório de Calibração, com aquelas medições obtidas com os instrumentos a serem calibrados, pertencentes aos clientes do Laboratório de Calibração.

Os detalhes das etapas a serem seguidas serão apresentados abaixo:

1. Posicionar a câmara de ionização de referência, CA ou CB no objeto simulador equivalente a água. A câmara deve estar totalmente envolta pelo material equivalente a água tal que sua superfície fique plana;

2. O ponto de referência para medição deve ser considerado o ponto médio da superfície da câmara de ionização e deve estar perpendicular ao eixo central do feixe de radiação e no centro do campo de radiação;
3. Conectar a câmara de ionização ao eletrômetro, aplicar polarização e aguardar 15 min para estabilização elétrica e ambiental, antes da irradiação;
4. Certificar-se quanto a filtração que deve ser adicionada para a qualidade de energia a qual se pretende realizar a calibração;
5. Fazer uma irradiação prévia a fim de garantir a estabilidade e eliminar as possíveis cargas acumuladas no sistema;
6. Realizar 5 medições e registrar os valores de temperatura e pressão ambiental para cada medição;
7. Repetir os passos de 1 a 6 com a câmara de ionização a ser calibrada;
8. Determinar o coeficiente de calibração:
    a. Obter a média (m), o desvio padrão (s) e o coeficiente de variação (s%) das medições para cada câmara de ionização;
    b. Dividir o valor da média (m) pelo tempo (t) de exposição da câmara ao feixe de raios X obtendo uma média por unidade de tempo (M);
    c. Calcular o fator de correção para condições normais de temperatura (T) e pressão (P) segundo a Equação 19.
    d. Corrigir a leitura do eletrômetro pelo fator de correção para condições normais de temperatura e pressão.
    e. Determinar o coeficiente de calibração em termos de dose absorvida na água para a câmara de ionização pertencente ao cliente do LCI segundo a Equação 30.

$$N'_{DW,Q_0} = N_{DW,Q_0} \cdot \frac{M}{M'} \qquad (30)$$

onde N'_{DW,Q_0} e M' são respectivamente o coeficiente de calibração e a média das medições da câmara de ionização a ser calibrada e, N_{DW,Q_0} e M são o coeficiente de calibração e a média das medições realizadas com a câmara de ionização de referência.

f. Para toda qualidade de radiação deve ser determinado um coeficiente de calibração ou um fator de K_{Q,Q_0}. Este fator deve ser utilizado juntamente com o coeficiente de calibração em casos de utilizar a câmara de ionização em qualidades de radiação diferentes da de referência.

Os dados experimentais devem ser fornecidos ao cliente num formulário específico (certificado de calibração) para tal com os dados da câmara de ionização e demais informações relevantes sobre o procedimento.

5 CONCLUSÕES

Os testes de estabilidade mostraram o excelente desempenho das câmaras de ionização de placas paralelas nesse quesito, apresentando resultados abaixo dos valores máximos recomendados por normas internacionais. Nos testes de caracterização, as câmaras de ionização também apresentaram ótimos resultados que mostraram o excelente funcionamento do conjunto câmara de ionização e eletrômetro. A exceção foi o teste de eficiência da coleção de cargas e teste da polaridade como era esperado. O TRS-398 recomenda que estas características não sejam mensuradas para câmaras de ionização de placas paralelas quando utilizadas em feixes de baixas energias de raios X, e isto devido à distorção eletrostática da janela da câmara de ionização.

A escolha da metodologia utilizada tanto para estabelecer as qualidades de radiação quanto para determinação da dose absorvida em água se deu pelo fator semelhança entre a faixa de energia a ser trabalhada e a facilidade em reproduzir as condições de medição recomendadas. Todos os protocolos e normas utilizados neste trabalho são recomendados pelas instituições que nos garantem rastreabilidade, como o BIPM e o PTB e, que por sua vez seguem as recomendações internacionais.

O reestabelecimento das qualidades de radiação de T- 10 a T- 50 possibilitou uma menor contribuição da radiação espalhada nas medições e consequentemente medições mais acuradas e precisas. Os resultados obtidos apresentaram concordância com os resultados apresentados pelo BIPM [BIPM, 1991] e, além disso, com os resultados obtidos no momento da implantação das qualidades no LCI por Bessa [BESSA, 2007], apesar da variação no tamanho de campo.

A concordância destes resultados contribuiu para a confiança no estabelecimento das qualidades de T-70 e T-100 embora o documento de referência não tenha sido o mesmo. Ao avaliar a concordância dos resultados obtidos por Bessa [BESSA, 2007] com a câmara de ionização PTW 31003 com os resultados

obtidos neste projeto com as câmaras de ionização PTW 23344 foi possível ainda, constatar o bom funcionamento das mesmas. Além disso, as baixas incertezas relativas às medições e as comparações com resultados obtidos no BIPM e DIN indicam que as qualidades de radiação X foram corretamente estabelecidas e podem ser utilizadas na obtenção das grandezas kerma no ar e dose absorvida na água com as câmaras de ionização de placas paralelas.

As doses absorvidas determinadas com as câmaras de ionização CA e CB foram aproximadamente iguais dentro da margem de incertezas. Desta forma, é possível afirmar que as doses obtidas com uma câmara calibrada em formalismos de $N_{D,W}$ (CA) e uma com formalismo de N_K (CB), rendem aproximadamente a mesma dose absorvida na água quando medidas sob condições de referência [IAEA, 2000 (a)]. Com isto, foi determinado um coeficiente de calibração para a câmara de ionização CB em termos de dose absorvida na água para todas as qualidades estabelecidas no LCI.

O Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN possui agora então, novas qualidades de radiação X de baixas energias bem estabelecidas, além disso, duas câmaras de ionização de placas paralelas PTW modelo 23344 capazes de obter medições de dose absorvida na água. Ambas as câmaras de ionização foram caracterizadas e avaliadas qualitativamente segundo recomendações de normas internacionais e estão aptas a realizar medições com precisão e exatidão. O LCI possui ainda uma metodologia de calibração de câmaras de ionização de placas paralelas em feixes de radiação X de baixa energia, T-10 a T-100.

É possível então, concluir que os principais objetivos deste projeto foram concluídos com êxito ficando previsto para o futuro apenas testes com as câmaras de ionização em feixes clínicos. Com isto conclui-se ainda que o LCI a partir de então, estará apto a realizar prestação de serviço de calibração de instrumentos nas qualidades estabelecidas. Há uma demanda por tal serviço no parque nacional e este será o primeiro laboratório do Brasil a realizar calibração de câmaras de ionização de placas paralelas em feixes de raios X de baixas energias.

REFERÊNCIAS

AAPM, 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.

AGUIAR, P.; Gonzaléz-Castaño, D. M.; Gómez, F. and Pardo-Montero, J. Recombination in Liquid Filled Ionization Chambers with Multiple Charge Carrier Species: Theoretical and Numerical Results. ***Elsevier, Radiation Physics and Chemistry*,** v. 103, PP. 172-177, 2014.

AHMED, S. N. ***Physics and Engineering of Radiation Detection.*** Amsterdam, Boston: Academic Press, pp. 764, 2007.

AKKURT, I.; Gunoglu, K. and Arda, S. S. Detection Efficiency of NaI (Tl) Detector in 511-1332 keV Energy Range. ***Hindawi Publishing Corporation***. v. 1, article ID 186798, 5 pages, 2014.

AMAZONAS, I. B. ***Desenvolvimento e Caracterização de Uma Câmara de Ionização Totalmente Polimérica para Dosimetria de Raios X*.** 2005. Dissertação (Mestrado) – Departamento de Tecnologia e Geociências - UFPE, Recife - PE.

ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. WILEY-VCH Velag GmbH & Co. KGaA, Wisconsin, 2004.

BESSA, A. C. M. ***Intercomparação de Câmaras de Ionização em Feixes Padrões de Raios X, Níveis Radioterapia, Radiodiagnóstico e Radioproteção*.** 2007. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP), São Paulo – SP.

BIPM. Bureau International Des Poids Et Measures. ***Measuring Conditions Used For The Calibration Of Ionization Chambers At The BIPM.*** France**,** 1991 (Rapport BIPM – 91/5).

BOAG, J. W. **Ionization Chambers: An Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. Wiley Interscience, New York, 1987.

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.

BRANCACCIO, F. ***Automatização de um Sistema de Medidas de Correntes Produzidas por Câmaras de Ionização e Aplicação na Calibração do ^{18}F e ^{153}Sm.*** 2002. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP), São Paulo – SP.

BURNS, D. T.; Buermann, L. Free-air ionization chambers. **Metrologia**, v. 46, pp. 9-23, 2009.

BURLIN, T. E. A ***General Theory of Cavity Ionization. The British Journal of Radiology***. v. 39, pp. 727-734, 1966.

BUSHONG, S. C. ***Ciência Radiológica para Tecnólogos. Física, Biologia e Proteção.*** 9 ed. São Paulo: Elsevier editora. 2010.

CHEN, S. C.; Jong, W. L. and Harun, A. Z. Evaluation of X-Ray Beam Quality on Measurements and Estimations Using SpekCalc and Ipem78 Models. ***Malays Journal Medical Sciences***. v. 19 (13), pp. 22-28, Sep 2012.

CNEN, COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. ***Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Radioterapia; Entidades Autorizadas e Registros***. Rio de Janeiro: CNEN, 2014. (CNEN 6.10).

CORRÊA, E. L. ***Metodologia de Controle de Qualidade e Implantação de Campos Padrões de Radiação X, Nível Mamografia, seguindo a Norma IEC 61267.*** 2010. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP), São Paulo – SP.

DAS, I. J.; Akber, S. F. **Ion Recombination and Polarity effect of ionization chambers in Kilovoltage x-ray Exposure Measurements**. Medical Physics, v. 25, n. 9, pp. 1751-1757, 1998.

DAVIS, A. T.; Safi. H. and Maddison, S. M. **The reduction of dose in paediatric panoramic radiography: the impact of collimator height and programme selection.** Department of Medical Physics, Portsmouth Hospitals NHS Trust, Queen Alexandra Hospital, Portsmouth, UK. A Journal of Head & Neck Imaging. November 20, 2014. DOI: http://dx.doi.org/10.1259/dmfr.20140223.

DELLOW, E. Dose ***Determination at kV X-ray Qualities Using Different Prorocols.*** 2008. (Master of Science Thesis – Lund University). Medical Radiation Physics, Clinical Sciences, Lund.

DENDY, P. P.; Heaton, B. ***Physics for Diagnostic Radiology.*** 2nd. Ed. New York: Taylor & Francis Group, 1999.

DIN. DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG. ***Clinical dosimetry.*** Part 4: application of X-radiation with tube voltages of 10 to 100 kV in radiotherapy and soft tissue diagnostics**.** Germany, 1988. (DIN 6809 Part 4).

EISBERG, R.; Resnick, R. Física ***Quântica de Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos e Partículas***. Elsevier, Rio de Janeiro, 1979.

FISCHER, D.; ***History of the International Atomic Energy Agency – The First Forty Years***, Vienna, Austria, 1997.

GELEIJNS, J.; Broerse, J. J.; Zweers, D.; Zoetelief, J. Geral ion recombination for ionization chambers used under irradiation conditions relevant for diagnostic radiology. ***Medical Physics***, v. 22, n. 1, pp. 17-22, 1995.

GRYZINSKI, M. A.; Golnik, N. and Zielczynski, M. Initial Recombination of Ions in Ionization Chambers Filled with Hydroarbon Gases. ***Nukleonika.*** v. 52 (1), pp. 7-12, 2007.

HILL, H.; Healy, B.; Holloway, L.; Kuncic, Z.; Thwaites, D. and Baldock, C. Advances in Kilovoltage x-ray beam dosimetry. ***Phys. Med. Biol***., v. 59, p. 183 -231, 2014.

HORTON, J. L. ***Handbook of radiation therapy physics***. Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice-Hall, 1987.

HUQ, M. S. Everything you Wanted to Know about the Practical Implementation of TG-51 Protocol in the Clinic. ***Medical Physics.*** v. 30, No. 6. STE 1 N0 1, 2 Huntington Quadrangle, Melville, Ny 11747-4502 USA: Amer. Assoc. Physicists Medicine, Amer. Inst Physics, 2003.

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water***. Vienna, Austria, 2000 (a). (IAEA TRS-398).

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Calibration of Dose Meters Used in Radiotherapy.*** Vienna, 1979. (IAEA TRS-185).

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments.*** Vienna, 2000 (b). (Safety Reports Series 16).

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Calibration of Reference Dosimeters for External Beam Radiotherapy.***). Vienna, Austria, 2009. (IAEA TRS-469).

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice.*** Vienna, Austria, 2007. (IAEA TRS-457).

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***INIS: Organizing the word's nuclear information and making it universally accessible*** . Vienna, Austria, 1970. (INIS HISTORY).

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Measurements uncertainty. A practical guide for secondary standard dosimetry laboratories***. Vienna, Austria, 2008. (TecDoc-1585).

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Radiation Oncology Physics: Handbook for Teachers and Students**. Austria: IAEA, 2005.

IAEA, 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).

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***The international nuclear information system (INIS). The firsty forty years.*** Vienna, Austria, 2010.

IAEA, 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.*** Vienna, Austria, 1995. (IAEA TRS 381).

ICRU, INTERNATIONAL COMMISSION IN RADIATION UNITS AND MEASURMENTS. **Fundamental quantities and units for ionizing radiation.** 1998. (ICRU Report 60).

ICRU, INTERNATIONAL COMMISSION IN RADIATION UNITS AND MEASURMENTS. **Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry.** 1993. (ICRU Report 51).

IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMISSION. ***Medical Electrical Equipment – Dosimeters with Ionization Chamber and/or Semi-Conductor Detectors as Used in X-ray Diagnosis Imaging.*** Geneva, 2012. (IEC 60731)

INMETRO, INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL. ***Avaliação de dados de medição - Guia para a Expressão de Incerteza de Medição***. Rio de Janeiro, 2008 .(ISO GUM)

INMETRO, INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL. ***Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos Fundamentais e Gerais e Termos Associados***. Rio de Janeiro, 1ª Ed., 2012. (VIM 2012)

IPE, N. E.; ROSSER, K. E.; MORETTI, C. J.; MANNING, J. W.; PALMER, M. J. Air Kerma calibration factors and K_{ch} values for PTW Soft X-ray, NACP and Roos ionization chambers at very low X-ray energies (0,035 mm – 1,0 mm Al HVL)**. SLAC-PUB-8099**. July, 1999.

IPE, N. E.; ROSSER, K. E.; MORETTI, C. J.; MANNING, J. W.; PALMER, M. J. Air Kerma Calibration Factors and Chamber Correction Values for PTW Soft X-ray, NACP and Roos Ionization Chambers at Very Low X-ray Energies. ***Phys. Med. Biol***., v. 46, p. 2107 -2117, 2001.

IPEMB. INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE. Addendum to the IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for x-rays below 300 kV generating potential (0.035mm Al – 4 mm Cu HVL)**. *Phys. Med. Biol***. v. 50, p. 2739-2748, 2005.

IPEMB. INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE. The IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for X-rays below 300 kV generating potential (0.035mm Al – 4 mm Cu HVL; 10-300 kV generating potential)**.** Prepared by a working party of the Institute of Physics and Engineering in Medicine and Biology. ***Phys. Med. Biol***. v. 41, 1996.

ISO, INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. ***Evaluation of measurement data - Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement.*** Geneva, 2008. (JCGM 100:2008))

JOHNS, H. E.; Cunningham, J. R. ***The Physics of Radiology.*** 4th. Ed. Springfield: Charles C. Thomas Publisher, 1983

KNOLL, G.F. **Radiation Detection and Measurment**. 2 ed. New York: Wiley, 1989.

LACERDA, M. A. S. ***Análise Crítica da Medida da Camada Semi-Redutora em Radiologia Diagnóstica.*** 2002. Dissertação (Mestrado). Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.

LIMA, M. H. ***Caracterização de Uma Câmara de Ionização de Ar-livre em Feixes Diretos de Raios X Utilizados em Mamografia*.** 2014. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP), São Paulo – SP.

LUCENA, R. F. ***Implantação de um Programa de Controle de Qualidade em Equipamentos de Raios X por meio de Medidores não Invasivos*.** 2010. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP), São Paulo – SP.

MA, C.-M. X-ray therapy equipment, low and medium energy. ***Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation***. 2nd ed. New Jersey: John Wiley & Sons, pp. 580– 590, 2006.

MALINVERNI, G.; Stasi, M.; Baiotto, B.; Giordana, C.; Scielzo, G.; Gabriele, P. Clinical application and dosimetric calibration procedure of the superficial and orthovoltage therapy unit Therapax DXT300. ***Tumori.*** v. 88(4), pp. 331–337, 2002.

MARTINS, C.; Ibaldo, J.; Klaus, T. e Schwarz, A. P. Comparação da Atenuação do feixe de Raios-X com Espessuras Variadas de Alumínio Nacional e Alumínio Usado em Controle de Qualidade. ***Disc. Scientia.*** Série: Ciências Naturais e Tecnológicas, S. Maria, v.12, n. 1, pp. 11-18, 2011.

MEGHZIFENE, A.; Dance, D. R.; McLean, D.; Kramer, H-M. Dosimetry in diagnostic radiology. ***European Journal of Radiology***, v. 76, pp. 11-14, 2010.

MUIR, B. R.; McEwen, M. R.; Rogers, D. W. O. Beam quality conversion factors for parallel-plate ionization chambers in MV photon beams. ***Medical Physics***. v. 39, p. 1618, 2012.

NYSTRON, U. H.; Nahum, A. E. Are-examination of the spencer-Attix cavity integral. **Physics in Medicine and Biology**, v.37, n. 11, pp. 2143-2146, 1992.

OKUNO, E.; Yoshimura, E. ***Física das Radiações.*** Oficina de Textos, São Paulo, 2010.

OLIVEIRA. E. C. ***Estabelecimento de Campos Padrões de Raios X de Energias Baixas, Nível Radioproteção, para Calibração de Istrumentos.*** 1995. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP), São Paulo – SP.

PERRIN, B.A.; Whitehurst, P.; Cooper, P. and Hounsell, R. A. The measurement of k_{ch} factors for application with the IPEMB very low energy dosimetry protocol. ***Phys. Med. Biol.*** v. 46, nº 7, 2001. doi: 10.1088/0031-9155/46/7/318.

PRADOS, E. F.; Sordi, V. L.; Ferrante, M. Desenvolvimento microestrutural e resistência mecâncica de uma liga Al-4%Cu submetida a extrusão em canal angular. In: CONGRESO Internacional en Ciência y Tecnología de Metalurgia y Materiales, 7., 2007, San Nicolás. ***Anais.*** San Nicolás: Conamet, p. 249 -254, 2007.

ROSENSCHOLD, P. M.; NILSSON, P.; KNOOS, T. Kilovoltage X-ray Dosimetry–an experimental comparison between different dosimetry protocols. ***Phys. Med. Biol***. v. 53, p.4431 – 4442, 2008.

SCAFF, L. ***Física na Radioterapia: A Base Analógica de uma Era Digital.*** Parte 1, 1 ed. Editora Projeto Saber. São Paulo, 2010.

SCHRADER, H. ***Activity Measurements with Ionization chambers***. Bureau International Des Poids et Measures, Monographie BIPM-4, 1997.

SCHWAB, N. V. ***Determinação do dióxido de titânio em creme dentais por fluorescência de Raios X e calibração multivariada.*** 2011. Dissertação (Mestrado – curso de Química, Universidade Estadual de Campinas), Campinas – SP.

SHANI, G. **Radiation Dosimetry: Instrumentation and Methods.** 2ed. Boca Raton: CRC Press LLC, 2001.

SILVA, J. O. ***Desenvolvimento de Câmaras de Ionização Especiais para Controle de Qualidade em Mamografia*****.** 2013. (Doutorado em Tecnologia Nuclear) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares –IPEN-CNEN/SP, São Paulo.

Study Guide. ***X- Ray Production.*** Lecture Notes. Chapther 7. Disponível em: **<**http://whs.wsd.wednet.edu/faculty/busse/mathhomepage/busseclasses/radiationphysics/lecturenotes/chapter7/chapter7.html**.** Acesso em: 07/06/15.

THAUATA, L.; Salati, I. P. A.; Prinzio, R. D.; Prinzio, A. D. ***Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos***. IRD/CNEN, 9ª edição, Rio de Janeiro, 2013.

TURNER, J. E. **Atoms, Radiaton and Radiation Protection.** 3rd ed., Weinheim: Wiley-VHC Verlag GmbH & Co, 2007.

UFRJ, UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO. ***Detectores (Manual para Laboratório 4).*** Cap. 12, 3 versão. Instituto de Física, Rio de Janeiro, 2012. Disponível em: <http://www.if.ufrj.br/~mms/lab4/detectores_a_Cap%C3%ADtulo%2012.pdf> Acesso em 07/06/15.

WENZ, F.; Blank, E.; Welzel, G.; Hofmann, F.; Astor, D.; Neumaier, C.; Herskind, C.; Gerhardt, A.; Suetterlin, M.; Kraus-Tiefenbacher, U. Intraoperative radiotherapy during breast-conserving surgery using a miniature Xray generator (Intrabeam): theoretical and experimental background and clinical experience. ***Women's Health***, v. 8(1), pp. 39–47, 2012.

WICKMAN, G.; Holmstrom, T. Polarity effect in plane-parallel ionization chambers using air or a dielectric liquid as ionization medium. ***Medical Physics***, v. 19, n. 3, pp. 637-640, 1992.

ZHU, T. C. Small field: dosimetry in electron disequilibrium region. ***Journal of Physics: Conference Series***, v. 250, n. 1, pp. 1 – 10, 2010.

ANEXOS

Anexo A – Certificado de calibração da câmara de ionização PTW 0708 (CA)

DEUTSCHER KALIBRIERDIENST (DKD)

Kalibrierlaboratorium für dosimetrische Meßgrößen
Calibration laboratory for dosimetric quantities

AKKREDITIERT DURCH DIE PHYSIKALISCH-TECHNISCHE BUNDESANSTALT (PTB)

PTW - FREIBURG

Telefon (0761) 490550
Telefax (0761) 49055-70

96D032
DKD-K-01501
96-11

Kalibrierschein
Calibration Certificate

Kalibrierzeichen
Calibration mark

Gegenstand *Object*	Gebrauchsdosimeter nach DIN 6817
bestehend aus: *consists of:*	
UNIDOS Ionisationskammer Kontrollvorrichtung Halter	Typ - Serien-Nr. 10001 - 10474 Typ - Serien-Nr. M23344 - 0708 Typ - Serien-Nr. 8921 - --- Typ - Serien-Nr. 23236 - ---
Hersteller: *Manufacturer:*	Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pychlau GmbH D-79115 Freiburg , Lörracherstr. 7
Auftraggeber: *Customer:*	FINEP-FESA/PACT-II Rio de Janero,RJ Brasil
Auftragsnummer: *Order No.:*	AU9606256 vom 08.10.1996
Anzahl der Seiten d.Kalibrierscheines *Number of pages of the certificate:*	3
Datum der Kalibrierung am *Date of calibration*	16.10.1996

Der Deutsche Kalibrierdienst ist Unterzeichner des multilateralen Übereinkommens der Western European Calibration Cooperation (WECC) zur gegenseitigen Anerkennung der Kalibrierscheine.
Die Kalibrierung erfolgt auf der Grundlage des zwischen der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt und dem Träger abgeschlossenen Vertrages.
Dieser Kalibrierschein dokumentiert die Rückführbarkeit auf nationale Normale zur Darstellung der physikalischen Einheiten in Übereinstimmung mit dem Internationalen Einheitensystem (SI).
Für die Einhaltung einer angemessenen Frist zur Wiederholung der Kalibrierung ist der Benutzer verantwortlich.

The Deutscher Kalibrierdienst is signatory to the multilateral agreement of the Western European Calibration Cooperation (WECC) for the mutual recognition of calibration certificates.
The calibration is performed according to the stipulations of the contract between the Physikalisch-Technische Bundesanstalt and the holder of the calibration laboratory.
This calibration certificate documents the traceability to national standards, which realize the physical units of measurement according to the International System of Units (SI).
The user is obliged to have the object recalibrated at appropriate intervals.

Dieser Kalibrierschein darf nur vollständig und unverändert weiterverbreitet werden. Auszüge und Änderungen bedürfen der Genehmigung sowohl der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt als auch des ausstellenden Kalibrierlaboratoriums. Der Prüfschein ist nur mit der Ionisationskammer gültig, die den intakten Aufkleber mit der Prüfscheinnummer aufweist. Kalibrierfaktoren von Kammern, die zur Reparatur geöffnet wurden, sind mit früheren Kalibrierungen nicht vergleichbar. Kalibrierscheine ohne Unterschrift und Stempel haben keine Gültigkeit.

This calibration certificate may not be reproduced other than in full except with the permission of both the Physikalisch Technische Bundesanstalt and the issuing laboratory. This certificate is valid only with the ionisation chamber showing the intact sticker with the certificate number. The calibration factors of chambers having been opened for repair are no comparable to previous calibrations. Calibration certificates without signatures and seal are not valid.

Stempel *Seal*	Datum *Date*	Leiter des Kalibrierlaboratoriums *Head of Calibration laboratory*	Bearbeiter *Person responsible*
Deutsch DKD-K 01501	11.11.1996	Dr. Christian Pychlau	Walter Kolleth

DEUTSCHER KALIBRIERDIENST (DKD)

PTW - FREIBURG

Seite 2 zum Kalibrierschein vom 11. November 1996

	96D032
	DKD-K-01501
Kalibrierzeichen	96-11

Angaben zur Kalibrierung:

Klimatische Bedingungen:

Temperatur zwischen:	18 und 22 Grad Celsius
Luftdruck zwischen:	950 und 1050 hPa
relative Luftfeuchte:	ca. 40 - 60 %

Anordnung des Prüflings im Strahlenfeld:

Die Kammermembran zeigte zur Strahlenquelle

Bezugsort am Prüfling:

Siehe Kammerdatenblatt in der Gebrauchsanleitung

Bestrahlungsbedingungen:

Wasserenergiedosisleistung zwischen:	60 und 300 mGy/min
Wasserenergiedosis zwischen:	100 und 1500 mGy

Der Selbstablauf war während der Messzeit:
(Gy/min) : vernachlässigbar klein

Ergebnis der Kalibrierung (Bestimmung des Kalibrierfaktors):

Der Kalibrierfaktor N_W ist der Quotient aus dem Wert Messgröße und der Anzeige M des Prüflings.
Als Messergebnis erhält man vom Prüfling die Wasserenergiedosis N_W in Gy nach: *)

$$D_W = k_Q \times k_D \times N_W \times M \qquad \text{(M in Gy)}$$

oder die Wasserenergiedosisleistung $\dot{N}_W$ in Gy/min nach:

$$\dot{D}_W = k_Q \times k_D \times N_W \times M \qquad \text{(M in Gy/min)}$$

Beim Messen von gepulster Strahlung siehe Gebrauchsanleitung und Kammerdatenblätter

M	:	Anzeige des Prüflings [Gy] bzw. [Gy/min]
N_W	:	Kalibrierfaktor (in der Oberfläche des Phantomts)
k_Q	:	Korrektionsfaktor für die Strahlenqualität
k_D	:	Luftdichte Korrektur

*) Die genannten Berechnungsformeln gelten für die Berechnung der Wasserenergiedosis aus der unkorrigierten Anzeige. Bei luftdichtekorrigierter Anzeige und korrekt eingebenem Korrektionsfaktor k, unter Berücksichtigung der umseitig angegebenen Korrektion für die Strahlenqualität k_Q, wird D_W vom Gerät direkt angezeigt.

DEUTSCHER KALIBRIERDIENST (DKD)

96D032
DKD-K-01501
96-11

PTW - FREIBURG

Seite 3 zum Kalibrierschein vom 11. November 1996 Kalibrierzeichen

Kalibrierfaktor: N_W = **1.00** N_W' = **8,656 * 10^7 Gy/C**

(für 20 Grad Celsius ; 1013.25 hPa)

Strahlenqualitäten:

Q	Filter	s_1	a	F	k_Q	ε
	mm	mm Al	cm	cm		
T15	0.05 Al	0.06	30	3.0 ∅	1.00	+/- 2%
T30	0.50 Al	0.37	30	3.0 ∅	1.00	+/- 2%
T50	1.00 Al	0.93	30	3.0 ∅	1.02	+/- 2%
T70	4.00 Al	2.90	30	3.0 ∅	1.04	+/- 2%

Q : Strahlenqualität (die Zahl gibt die Röhrenspannung in kV an)
Filter : Gesamtfilter (feste Filterung und Zusatzfilterung)
s_1 : 1. Halbwertschichtdicke
a : Abstand zwischen Strahlenquelle und Messort (in der Oberfläche des Phantomts)
F : Grösse des Strahlenfeldes am Messort
N_W : Kalibrierfaktor für die Wasserenergiedosis bzw. Wasserenergiedosisleistung
N_a' : Kalibrierfaktor für die Wasserenergiedosis, bezogen auf elektrische Einheiten
k_Q : Korrektionsfaktor für die Strahlenqualität
ε : Unsicherheit des Kalibrierfaktors

Die angegebene Meßunsicherheit entspricht der zweifachen Standardabweichung (k=2). Die Standardabweichung wurde gemäß WECC Doc.19 aus den von dem benutzten Normal, dem Kalibrierverfahren und den Umgebungsbedingungen sowie von Kurzzeiteffekten des Meßobjektes herrührenden Unsicherheits-Anteilen berechnet.
Die angegebenen Meßunsicherheiten setzen sich zusammen aus den Unsicherheiten des Kalibrierverfahrens und denen des Prüflings während der Kalibrierung. Ein Anteil für die Langzeitinstabilität des Kalibriergegenstandes ist nicht enthalten.

Kontrollanzeige: $k_{p,0}$ (für 20 Grad Celsius; 1013.25 hPa)

Die Kontrollanzeige betrug : **--- mGy** *) am 16.10.1996
(in der Einstellung : mode ∫ **Dosisleistung dt**, range **low**, Intervall **60** sec)

*) nicht angegeben da bei Kalibrierung keine Kontrollvorrichtung zur Verfügung stand.

Entsprechend der Aktivitätsabnahme des Strontium 90 Präparates in der radioaktiven Kontrollvorrichtung (HWZ 28.7a) verkleinert sich der Bezugswert der Kontrollanzeige; das Meßgerät berücksichtigt diese Korrektion bei der k_m - Messung automatisch.

Dosisleistungsbereiche:

Das Unterschreiten der Mindestdosisleistung wird durch einen blinkenden Stern auf der Anzeige des Gerätes angezeigt. Die Auflösung ist dann schlechter als 0.5%.

Die Höchstdosisleistung für eine Sättigung ≥ 99.5% mit dieser Ionisationskammer ist 3600 Gy/min.

Anexo B – Certificado de calibração da câmara de ionização PTW 0709 (CB)

DEUTSCHER KALIBRIERDIENST (DKD)

Kalibrierlaboratorium für dosimetrische Meßgrößen
Calibration laboratory for dosimetric quantities

AKKREDITIERT DURCH DIE PHYSIKALISCH-TECHNISCHE BUNDESANSTALT (PTB)

PTW - FREIBURG

Telefon (0761) 490550
Telefax (0761) 49055-70

96D033
DKD-K-01501
96-11

Kalibrierschein
Calibration Certificate

Kalibrierzeichen
Calibration mark

Gegenstand *Object*	Gebrauchsdosimeter nach DIN 6817
bestehend aus: *consists of:*	
UNIDOS	Typ - Serien-Nr. 10001 - 10474
Ionisationskammer	Typ - Serien-Nr. M23344 - 0709
Kontrollvorrichtung	Typ - Serien-Nr. 8921 - ---
Halter	Typ - Serien-Nr. 23236 - ---
Hersteller: *Manufacturer:*	Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pychlau GmbH D-79115 Freiburg , Lörracherstr. 7
Auftraggeber: *Customer:*	FINEP-FESA/PACT-II Rio de Janero,RJ Brasil
Auftragsnummer: *Order No.:*	AU9606256 vom 08.10.1996
Anzahl der Seiten d.Kalibrierscheines *Number of pages of the certificate:*	3
Datum der Kalibrierung am *Date of calibration*	17.10.1996

Der Deutsche Kalibrierdienst ist Unterzeichner des multilateralen Übereinkommens der Western European Calibration Cooperation (WECC) zur gegenseitigen Anerkennung der Kalibrierscheine.
Die Kalibrierung erfolgt auf der Grundlage des zwischen der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt und dem Träger abgeschlossenen Vertrages.
Dieser Kalibrierschein dokumentiert die Rückführbarkeit auf nationale Normale zur Darstellung der physikalischen Einheiten in Übereinstimmung mit dem Internationalen Einheitensystem (SI).
Für die Einhaltung einer angemessenen Frist zur Wiederholung der Kalibrierung ist der Benutzer verantwortlich.

The Deutscher Kalibrierdienst is signatory to the multilateral agreement of the Western European Calibration Cooperation (WECC) for the mutual recognition of calibration certificates.
The calibration is performed according to the stipulations of the contract between the Physikalisch-Technische Bundesanstalt and the holder of the calibration laboratory.
This calibration certificate documents the traceability to national standards, which realize the physical units of measurement according to the International System of Units (SI).
The user is obliged to have the object recalibrated at appropriate intervals.

Dieser Kalibrierschein darf nur vollständig und unverändert weiterverbreitet werden. Auszüge und Änderungen bedürfen der Genehmigung sowohl der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt als auch des ausstellenden Kalibrierlaboratoriums. Der Prüfschein ist nur mit der Ionisationskammer gültig, die den intakten Aufkleber mit der Prüfscheinnummer aufweist. Kalibrierfaktoren von Kammern, die zur Reparatur geöffnet wurden, sind mit früheren Kalibrierungen nicht vergleichbar. Kalibrierscheine ohne Unterschrift und Stempel haben keine Gültigkeit.

This calibration certificate may not be reproduced other than in full except with the permission of both the Physikalisch-Technische Bundesanstalt and the issuing laboratory. This certificate is valid only with the ionisation chamber showing the intact sticker with the certificate number. The calibration factors of chambers having been opened for repair are not comparable to previous calibrations. Calibration certificates without signatures and seal are not valid.

Stempel *Seal*	Datum *Date*	Leiter des Kalibrierlaboratoriums *Head of Calibration laboratory*	Bearbeiter *Person responsible*
	11.11.1996	Dr. Christian Pychlau	Walter Kolleth

DEUTSCHER KALIBRIERDIENST (DKD)

96D033
DKD-K-01501
96-11

PTW - FREIBURG

Seite 2 zum Kalibrierschein vom 11. November 1996 Kalibrierzeichen

---

Angaben zur Kalibrierung:

Klimatische Bedingungen:

Temperatur zwischen:	18 und 22 Grad Celsius
Luftdruck zwischen:	950 und 1050 hPa
relative Luftfeuchte:	ca. 40 - 60 %

Anordnung des Prüflings im Strahlenfeld:

Die Kammermembran zeigte zur Strahlenquelle

Bezugsort am Prüfling:

Siehe Kammerdatenblatt in der Gebrauchsanleitung

Bestrahlungsbedingungen:

Standardionendosisleistung zwischen:	0.1 und 10 R/min
Standardionendosis zwischen:	0.2 und 150 R

Der Selbstablauf war während der Messzeit:
(R/min) : vernachlässigbar klein

Ergebnis der Kalibrierung (Bestimmung des Kalibrierfaktors):

Der Kalibrierfaktor J_S ist der Quotient aus dem Wert Messgröße und der Anzeige M des Prüflings.
Als Messergebnis erhält man vom Prüfling die Standardionendosis J_S in R nach: *)

$$J_S = k_Q \times k_D \times N_S \times M \qquad \text{(M in R)}$$

oder die Standardionendosisleistung $\dot{J}_S$ in R/min nach:

$$\dot{J}_S = k_Q \times k_D \times N_S \times M \qquad \text{(M in R/min)}$$

Beim Messen von gepulster Strahlung siehe Gebrauchsanleitung und Kammerdatenblätter

M	:	Anzeige des Prüflings [R] bzw. [R/min]
N_S	:	Kalibrierfaktor in Luft
k_Q	:	Korrektionsfaktor für die Strahlenqualität
k_D	:	Luftdichte Korrektur

---

*) Die genannten Berechnungsformeln gelten für die Berechnung der Standardionendosis aus der unkorrigierten Anzeige. Bei luftdichtekorrigierter Anzeige und korrekt eingebenem Korrektionsfaktor k, unter Berücksichtigung der umseitig angegebenen Korrektion für die Strahlenqualität k_Q, wird J_S vom Gerät direkt angezeigt.

DEUTSCHER KALIBRIERDIENST (DKD)

96D033
DKD-K-01501
96-11

PTW - FREIBURG

Seite 3 zum Kalibrierschein vom 11. November 1996 Kalibrierzeichen

Kalibrierfaktor: N_S = 1.00 N_S' = $9{,}355 \cdot 10^9$ R/C

(für 20 Grad Celsius ; 1013.25 hPa)

Strahlenqualitäten:

Q	Filter	s_1	a	F	k_Q	ε
	mm	mm Al	cm	cm		
T15	0.05 Al	0.06	30	3.0 ∅	1.02	+/- 2%
T30	0.50 Al	0.37	30	3.0 ∅	1.00	+/- 2%
T50	1.00 Al	0.93	30	3.0 ∅	0.99	+/- 2%
T70	4.00 Al	2.90	30	3.0 ∅	0.99	+/- 2%

Q : Strahlenqualität (die Zahl gibt die Röhrenspannung in kV an)
Filter : Gesamtfilter (feste Filterung und Zusatzfilterung)
s_1 : 1. Halbwertschichtdicke
a : Abstand zwischen Strahlenquelle und Messort (in Luft)
F : Grösse des Strahlenfeldes am Messort
N_S : Kalibrierfaktor für die Standardionendosis bzw. Standardionendosiseistung
N_S' : Kalibrierfaktor für die Standardionendosis, bezogen auf elektrische Einheiten
k_Q : Korrektionsfaktor für die Strahlenqualität
ε : Unsicherheit des Kalibrierfaktors

Die angegebene Meßunsicherheit entspricht der zweifachen Standardabweichung (k=2). Die Standardabweichung wurde gemäß WECC Doc.19 aus den von dem benutzten Normal, dem Kalibrierverfahren und den Umgebungsbedingungen sowie von Kurzzeiteffekten des Meßobjektes herrührenden Unsicherheits-Anteilen berechnet.
Die angegebenen Meßunsicherheiten setzen sich zusammen aus den Unsicherheiten des Kalibrierverfahrens und denen des Prüflings während der Kalibrierung. Ein Anteil für die Langzeitinstabilität des Kalibriergegenstandes ist nicht enthalten.

Kontrollanzeige: $k_{p,0}$ (für 20 Grad Celsius; 1013.25 hPa)

Die Kontrollanzeige betrug : **--- mR** *) am 17.10.1996
(in der Einstellung : mode ∫ **Dosisleistung dt**, range **low**, Intervall **60** sec)

*) nicht angegeben da bei Kalibrierung keine Kontrollvorrichtung zur Verfügung stand.

Entsprechend der Aktivitätsabnahme des Strontium 90 Präparates in der radioaktiven Kontrollvorrichtung (HWZ 28.7a) verkleinert sich der Bezugswert der Kontrollanzeige; das Meßgerät berücksichtigt diese Korrektion bei der k_m - Messung automatisch.

Dosisleistungsbereiche:

Das Unterschreiten der Mindestdosisleistung wird durch einen blinkenden Stern auf der Anzeige des Gerätes angezeigt. Die Auflösung ist dann schlechter als 0.5%.

Die Höchstdosisleistung für eine Sättigung ≥ 99.5% mit dieser Ionisationskammer ist 450kR/min.