**METODOLOGIA DE CONTROLE DE QUALIDADE E IMPLANTAÇÃO DE CAMPOS
PADRÕES DE RADIAÇÃO X, NÍVEL MAMOGRAFIA, SEGUINDO A NORMA IEC 61267**

Eduardo de Lima Corrêa

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

Orientadora:

Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens

**SÃO PAULO
2010**

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**METODOLOGIA DE CONTROLE DE QUALIDADE E
IMPLANTAÇÃO DE CAMPOS PADRÕES DE RADIAÇÃO X, NÍVEL
MAMOGRAFIA, SEGUINDO A NORMA IEC 61267**

Eduardo de Lima Corrêa

**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 A. Potiens**

São Paulo

2010

Aos meus pais
Carlos e Suely

Agradecimentos

À Dra. Maria da Penha A. Potiens, pela orientação dedicada, confiança, ajuda e pela amizade.

Ao Dr. Vitor Vivolo, por todo o apoio com os problemas que surgiram no laboratório, pela confiança, dedicação e pela amizade.

À amiga Priscila Cerutti Franscicatto, por todas as dúvidas tiradas, por toda a ajuda, sobretudo na fase inicial do trabalho, e pelos momentos de descontração.

Ao amigo Rodrigo Ferreira de Lucena, por toda a ajuda ao longo de todo o trabalho, por todas as conversas que ajudaram a resolver muitos dos problemas que surgiram e pelos momentos de descontração.

Aos amigos Eric Brito e William Damatto, pelas conversas sobre futuro profissional que ajudaram a abrir minha cabeça, e pela amizade.

À Brianna B. dos Santos, pelo carinho, paciência, companheirismo e por ter ficado sempre ao meu lado, nos bons e maus momentos.

Aos meus pais, que sempre me mostraram a importância dos estudos, por terem me ensinado que comprar um bom livro nunca é um gasto, mas sim um investimento, por todo o suporte emocional e por todo o carinho, e ao meu irmão, pelo apoio e amizade.

À minha tia Carmem Joyce Corrêa (em memória), por ter acreditado que eu chegaria onde cheguei, e que eu iria mais longe.

Aos amigos do vôlei: Rafael Vilella, Leonardo Amaral, Laís Gil, Felipe Toledo e Naomi Yokoyama, pelo apoio e amizade.

À Dra. Linda V. E. Caldas, por ter acreditado em mim e conseguido a bolsa para que eu pudesse realizar este trabalho.

À CAPES, pelo suporte financeiro que foi fundamental para a conclusão desse trabalho.

Ao IPEN, pela oportunidade de ingressar na pós-graduação.

A todos aqueles que, direta ou indiretamente, participaram e ajudaram no desenvolvimento e conclusão desse trabalho.

**METODOLOGIA DE CONTROLE DE QUALIDADE E IMPLANTAÇÃO DE
CAMPOS PADRÕES DE RADIAÇÃO X, NÍVEL MAMOGRAFIA, SEGUINDO A
NORMA IEC 61267**

Eduardo de Lima Corrêa

RESUMO

Neste trabalho foi desenvolvido e aplicado um programa de controle de qualidade ao equipamento de raios X (160 kV, potencial constante, alvo de tungstênio) do Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do IPEN no intervalo de energia relativo aos feixes de mamografia (de 25 a 35 kV). Depois da aplicação deste programa foram implantados os campos padrões de radiação X, nível mamografia, utilizando filtração adicional de molibdênio e alumínio, seguindo recomendações nacionais e internacionais, neste mesmo equipamento. A câmara de ionização de referência possui rastreabilidade ao PTB e foi submetida rotineiramente a testes de controle de qualidade para avaliação e análise da confiabilidade de seu desempenho. Foram implantadas qualidades relativas aos feixes de entrada (RQR-M), feixes de saída (RQA-M), feixes estreitos (RQN-M) e feixes largos (RQB-M), seguindo as recomendações da nova norma internacional IEC 61267, de 2005 e do novo código de prática da AIEA, TRS 457 (2007). Para a implantação dos feixes RQN-M e RQB-M foram desenvolvidos dois simuladores específicos para mamografia. As camadas semi-redutoras encontradas são aquelas apresentadas pelo laboratório primário alemão PTB, e variaram de 0,35 até 1,21 mmAl. As taxas de kerma no ar foram determinadas para todas as 15 qualidades implantadas.

**QUALITY CONTROL METHODOLOGY AND IMPLEMENTATION OF
X-RADIATION STANDARDS BEAMS, MAMMOGRAPHY LEVEL, FOLLOWING
THE STANDARD IEC 61267**

Eduardo de Lima Corrêa

ABSTRACT

In this work it was developed and applied a quality control program of the X-radiation system (160 kV, constant potential, target of tungsten) of the Calibration Laboratory of IPEN(LCI) in the energy range relative to mammography beams (from 25 kV to 35 kV). The X radiation standards beams, level mammography, using molybdenum and aluminum as additional filtration, were established after the application of this quality control program following national and international recommendations. The reference ionization chamber has traceability to PTB and was regularly submitted to quality control tests for evaluation and analysis of its performance. The radiation qualities emerging from the X-radiation assembly (RQR-M), based on a phantom made up of an aluminum added filter (RQA-M), narrow beam condition (RQN-M) and broad beam condition (RQB-M), following the recommendations of the international standard IEC 61267 (2005) and the IAEA code of practice, TRS 457 (2007) were established. For the implantation of RQN-M and RQB-M radiation qualities, two mammography phantoms were developed. The half-value layers found are those presented by the German primary laboratory PTB, and varied from 0.35 to 1.21 mmAl. The air kerma rates were obtained for all the 15 implanted qualities.

SUMÁRIO

	Página
Agradecimentos	iii
RESUMO	v
ABSTRACT	vi
SUMÁRIO	vii
LISTA DE TABELAS	xi
LISTA DE FIGURAS	xiv
1. INTRODUÇÃO	1
1.1 O Câncer	1
1.1.1 O Câncer de Mama pela Medicina Tradicional e Alternativa	1
1.2 A Mamografia	3
1.3 Justificativa e objetivos	4
1.4 Bibliografia orientativa	5
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	7
2.1 Produção de raios X	7
2.1.1 Radiação de <i>Bremsstrahlung</i>	7
2.1.2 Radiação Característica	9
2.2 Efeito Borda-K (<i>K-edge</i>)	10
2.3 Tubos de Raios X	12
2.4 O Mamógrafo	14
2.5 Simuladores em Mamografia	15
2.6 Filtros e Atenuadores de Alumínio, Molibdênio e Ródio	16
2.7 Câmaras de Ionização	17
2.7.1 Câmara de Ionização para Mamografia	18
2.8 Calibração de Instrumentos	19
2.9 Grandezas Físicas e Unidades	20
2.9.1 Grandezas de Proteção Radiológica	20

2.9.1.1 Exposição	20
2.9.1.2 Dose Absorvida	21
2.9.1.3 Kerma	22
2.9.2 Tensão de Pico Prático (Practical Peak Voltage “PPV”).....	22
2.10 Normas e Recomendações	23
2.10.1 Norma IEC 61267	23
2.10.2 Código de Prática TRS 457	25
2.10.3 ICRU 74	26
2.10.4 ANVISA, portaria 453.....	27
2.11 Qualidades de Radiação: Principais Parâmetros	28
2.12 Qualidades de Radiação X de Feixes de Entrada.....	28
2.13 Qualidades de Radiação de Feixes de Saída Utilizando Atenuadores de Alumínio	29
2.14 Qualidades de Radiação Utilizando Simulador de PMMA, Feixes Estreitos	30
2.15 Qualidades de Radiação Utilizando Simulador de PMMA, Feixes Largos	31
3. MATERIAIS E MÉTODOS	32
3.1 O Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN	32
3.2 Materiais	32
3.2.1 Sistema de Radiação X	32
3.2.2 Sistema de Medição de Referência	33
3.2.2.1 Câmara de ionização	33
3.2.2.2 Eletrômetro	34
3.2.2.3 Fonte de Controle	34
3.2.3 Medidor não-invasivo de Tensão	35
3.2.4 Filtros e Atenuadores	35
3.2.5 Sistema Utilizado na Espectrometria	36
3.2.6 Sistemas auxiliares	37
3.3 Métodos	38
3.3.1 Controle de Qualidade do Sistema de Referência	38
3.3.1.1 Repetibilidade e Reprodutibilidade de Medição	38
3.3.2 Determinação das Características do Feixe	39
3.3.2.1 Espectrometria das Qualidades WAV e WMV	39

3.3.2.1 Tensão de Pico Prático, PPV	41
3.3.2.2 Mapeamento do Campo de Radiação	44
3.3.2.3 Filtração Inerente	46
3.3.2.4 Filtração Adicional	48
3.3.2.5 Determinação das Taxas de kerma no Ar	52
3.3.3 Implantação das Qualidades	53
3.3.3.1 Qualidade WAV e WMV	53
3.3.3.2 Qualidades WAH e WMH	53
3.3.3.3 Qualidade WAN e WMN	55
3.3.3.4 Qualidade WAB e WMB	56
3.3.5 Determinação do coeficiente de homogeneidade	57
3.3.7 Energia Efetiva do Feixe	58
3.3.8 Estimativa das Incertezas	60
3.3.8.1 Base Teórica	60
3.3.8.2 Incertezas neste Trabalho	63
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES	66
4.1 Controle de Qualidade da Câmara de Ionização	66
4.1.1 Teste de Repetibilidade e Reprodutibilidade	66
4.2 Mapeamento do Campo	67
4.3 Valores encontrados de kVp e PPV	68
4.4 Simuladores Desenvolvidos	73
4.4.1 Simulador baseado no TRS-457	73
4.4.2 Simulador baseado na IEC 61267	77
4.5 Determinação das Qualidades	78
4.5.1 Utilização de Filtros de Al	80
4.5.1.1 Qualidade WAV 25	80
4.5.1.2 Qualidade WAV 28	81
4.5.1.3 Qualidade WAV 30	82
4.5.1.4 Qualidade WAV 35	83
4.5.1.5 Determinação dos valores de k_Q	85
4.5.1.6 Determinação das Taxas de kerma no Ar	87
4.5.1.7 Determinação das Qualidades WAH	88
4.5.1.8 Determinação das Qualidades WAN	90
4.5.1.9 Determinação das Qualidades WAB	93

4.5.2 Utilização de Filtros de Mo	96
4.5.2.1 Determinação da Filtração Adicional	96
4.5.2.2 Determinação dos Valores de k_Q	97
4.5.2.3 Determinação das Taxas de kerma no Ar	98
4.5.2.4 Determinação das Qualidades WMH	99
4.5.2.5 Determinação das Qualidades WMN	101
4.5.2.6 Determinação das Qualidades WMB	102
4.6 Determinação do Coeficiente de Homogeneidade	103
4.7 Espectrometria das Qualidades WAV e WMV	105
4.8 Determinação da Energia Efetiva	109
4.9 Testes Realizados no Mamógrafo com o Simulador TRS 457	113
5. CONCLUSÕES	116
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	118
ANEXO A	123
ANEXO B	134

LISTA DE TABELA

TABELA 2.1 – Energia de borda-K dos elementos mais utilizados como filtração adicional em sistemas de radiação X usados em mamografia.....	12
TABELA 2.2 – Qualidades de radiação de feixe de entrada apresentadas pela norma IEC 61267 em mamografia.....	24
TABELA 3.1 – Relação entre CSR e filtração inerente.....	47
TABELA 3.2 – Fontes de incertezas do tipo B utilizadas para a determinação das incertezas dos resultados encontrados.....	64
TABELA 3.3 – Resolução do eletrômetro Keithley de acordo com a escala utilizada.....	64
TABELA 4.1 - Valores de tensão obtidos para a configuração Mo/0,5Al, à distância de um metro.....	69
TABELA 4.2 - Valores de tensão obtidos para a configuração Mo/1,5Al, à distância de um metro.....	69
TABELA 4.3 - Valores de tensão obtidos para a configuração Mo/30Mo, à distância de um metro.....	70
TABELA 4.4 – Valores de tensão encontrados à distância de 0,5 metro, utilizando a opção Mo/1,5Al do Diavolt.....	72
TABELA 4.5 – Valores de kVp e PPV obtidos utilizando a opção adequada (Mo/1,5Al e distância de um metro).....	72
TABELA 4.6 – Qualidades de mamografia implantadas pelo PTB em um sistema com alvo de W e filtração de Al.....	79
TABELA 4.7 – Valores encontrados para a filtração adicional de Al e respectiva redução na intensidade do feixe.....	84
TABELA 4.8 – Valores de k_Q encontrados para as qualidades WAV a partir da equação do ajuste linear.....	86

TABELA 4.9 – Taxas de kerma no ar determinadas para as qualidades WAV.....	87
TABELA 4.10 – Reduções na intensidade do feixe quando adicionada a filtração de 2 mmAl.....	88
TABELA 4.11 – Valores de k_Q encontrados para as qualidades WAH a partir da equação do ajuste linear.....	89
TABELA 4.12 – Taxa de kerma encontrada para as qualidades WAH.....	90
TABELA 4.13 – Cargas coletadas nas qualidades WAN.....	93
TABELA 4.14 – Resultado das coletas de carga das qualidades WAB utilizando o simulador da IEC.....	95
TABELA 4.15 - Resultado das coletas de carga das qualidades WAB utilizando o simulador do TRS.....	95
TABELA 4.16 - Valores encontrados para a filtração adicional de Mo e respectiva redução na intensidade do feixe.....	97
TABELA 4.17 – Valores de k_Q encontrados para as qualidades WMV a partir da equação do ajuste linear.....	98
TABELA 4.18 - Taxas de kerma no ar determinadas para as qualidades WMV.....	99
TABELA 4.19 – Reduções na intensidade do feixe quando adicionada a filtração de 2 mmAl.....	99
TABELA 4.20 – Valores de k_Q encontrados para as qualidades WMH a partir da equação do ajuste linear.....	100
TABELA 4.21 – Valores de taxa de kerma encontrada para as qualidades WMH.....	101
TABELA 4.22 – Cargas coletadas nas qualidades WMN.....	102
TABELA 4.23 – Resultado das coletas de carga das qualidades WAB utilizando o simulador da IEC.....	102
TABELA 4.24 – Resultado das coletas de carga das qualidades WAB utilizando o simulador do TRS.....	103

TABELA 4.25 – Valores de coeficiente de homogeneidade encontrados para as qualidades com filtração adicional de Al.....	104
TABELA 4.26 – Valores de coeficiente de homogeneidade encontrados para as qualidades com filtração adicional de Mo.....	104
TABELA 4.27 – Valores dos parâmetros da equação fornecida pelo Origin® no ajuste exponencial mostrado na FIG. 4.32.....	111
TABELA 4.28 – Resultados obtidos na razão μ/ρ e energia efetiva para as qualidades WAV.....	111
TABELA 4.29 – Resultados obtidos na razão μ/ρ e energia efetiva para as qualidades WMV.....	112
TABELA 4.30 – Resultados obtidos na razão μ/ρ e energia efetiva para as qualidades WAH.....	112
TABELA 4.31 – Resultados obtidos na razão μ/ρ e energia efetiva para as qualidades WMH.....	112
TABELA 4.32 – Resultados obtidos nos testes de espalhamento do posicionador da câmara de referência no mamógrafo.....	115

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1 – Esquema representando a produção da radiação de Bremsstrahlung.....	8
FIGURA 2.2 – Espectro teórico de Bremsstrahlung (1) em relação aos espectros obtidos na prática (2, 3 e 4).....	8
FIGURA 2.3 – Esquema representando a produção de radiação característica. Em (A) o elétron incidente arranca um elétron ligado ao átomo. Em (B), a vacância é preenchida por um elétron de uma camada mais externa, emitindo um raio X característico.....	9
FIGURA 2.4 – Espectro gerado por um tubo de raios X com anodo de Mo. Os picos K_{α} e K_{β} são os picos característicos desse material.....	10
FIGURA 2.5 – Espectro obtido quando se aplicada 25 kV no tubo de raios X e coloca-se, na saída do mesmo, uma filtração adicional de 0,07 mmMo.....	11
FIGURA 2.6 – Representação esquemática de um tubo de raios X.....	13
FIGURA 2.7 – Mamógrafo típico com seus principais componentes.....	15
FIGURA 2.8 – Simuladores mais comuns usados em mamografia. Em A o simulador apresentado pelo TRS-457, no formato de um semicírculo de 100 mm de raio, utilizado para determinar o kerma no ar que incide no paciente e a dose glandular média. Em B, o simulador utilizado para controle de qualidade da imagem (à esquerda) e a imagem obtida após a irradiação do mesmo (à direita). Os pontos e círculos brancos são utilizados na análise do contraste da imagem e em testes de identificação de microcalcificações.....	16
FIGURA 2.9 – Câmaras de ionização utilizadas em radioterapia (A), radiodiagnóstico (B) e radioproteção (C).....	18
FIGURA 2.10 – Câmara de ionização normalmente utilizada em mamografia...	18
FIGURA 3.1 – Sistema de radiação X utilizado neste trabalho.....	33
FIGURA 3.2 – Câmara de ionização de referência utilizada em mamografia (A) e um esquema com suas dimensões, em mm (B).....	33
FIGURA 3.3 – Eletrômetro utilizado na coleta de cargas.....	34
FIGURA 3.4 – Fonte de controle utilizada nos testes de estabilidade.....	35
FIGURA 3.5 - Medidor não-invasivo PTW, modelo Diavolt Universal All-in-one QC Meter.....	35

FIGURA 3.6 – Filtros de Mo (à esquerda) e de Al (ao centro e à direita).....	36
FIGURA 3.7 – Espectrômetro utilizado na obtenção dos espectros das qualidades WAV e WMV.....	36
FIGURA 3.8 – Colimador usado na espectrometria.....	37
FIGURA 3.9 – Posicionamento da câmara e da fonte durante o controle.....	38
FIGURA 3.10 – Esquema da montagem do sistema para a realização da espectrometria.....	40
FIGURA 3.11 – Arranjo experimental utilizado na espectrometria.....	40
FIGURA 3.12 - Display do Diavolt, mostrando a aplicação (1) e a combinação alvo-filtro (2) selecionada.....	41
FIGURA 3.13 – Arranjo experimental para as medições de kVp e PPV.....	42
FIGURA 3.14 - Display do Diavolt, mostrando os valores medidos.....	42
FIGURA 3.15 - Display do Diavolt quando é selecionada a opção Mo/1,5Al.....	43
FIGURA 3.16 - Display do Diavolt quando é selecionada a opção Mo/30Mo.....	44
FIGURA 3.17 – Câmara usada no mapeamento do campo de radiação.....	45
FIGURA 3.18 – Eletrômetro usado no mapeamento do campo.....	45
FIGURA 3.19 – Arranjo experimental usado no mapeamento do campo.....	45
FIGURA 3.20 – Esquema do posicionamento da câmara no mapeamento do campo.....	46
FIGURA 3.21 – Curva de atenuação obtida na qualidade RQR 6, de radiodiagnóstico.....	48
FIGURA 3.22 – Curva de atenuação genérica. O valor da largura do retângulo em vermelho é igual ao valor da primeira CSR.....	49
FIGURA 3.23 – O valor da largura do segundo retângulo é igual ao valor da segunda CSR.....	50
FIGURA 3.24 – Retângulo já finalizado, pronto para ser utilizado na determinação da filtração adicional.....	50
FIGURA 3.25 – Retângulo posicionado no local adequado, e o valor aproximado da filtração adicional pode ser determinado.....	51

FIGURA 3.26 – Esquema do arranjo experimental utilizado para a implantação das qualidades WAH e WMH.....	54
FIGURA 3.27 - Esquema do arranjo experimental utilizado para a implantação das qualidades WAN e WMN.....	55
FIGURA 3.28 - Esquema do arranjo experimental utilizado para a implantação das qualidades WAB e WMB.....	56
FIGURA 3.29 – Esquema do arranjo experimental utilizado na obtenção da primeira e segunda CSR.....	57
FIGURA 3.30 – Curva que relaciona a razão μ/ρ , em cm^2/g , com a energia do fóton, em MeV (linha contínua). A linha tracejada utiliza o valor de μ_{en} (coeficiente de absorção de energia) ao invés de μ , mas o procedimento a ser realizado é o mesmo.....	60
FIGURA 4.1 – Resultado obtido no teste de reprodutibilidade para a câmara de referência. As linhas tracejadas são os limites aceitáveis.....	66
FIGURA 4.2 – Mapeamento do campo variando a câmara horizontalmente.....	67
FIGURA 4.3 – Mapeamento do campo variando a câmara verticalmente.....	68
FIGURA 4.4 – Dimensões das placas principais do simulador. Todas as dimensões apresentadas estão em milímetros (mm).....	74
FIGURA 4.5 – Esquema da placa na qual a câmara é posicionada, tanto para os testes de estabilidade quanto para medições realizadas no mamógrafo. As dimensões são dadas em mm.....	75
FIGURA 4.6 – Placa com um pequeno prolongamento na base usado para impedir uma possível queda da câmara de referência.....	76
FIGURA 4.7 – Dimensões da placa desenvolvida para o posicionamento da fonte de controle.....	76
FIGURA 4.8 – Câmara e fonte posicionadas no simulador para a realização dos testes de estabilidade.....	77
FIGURA 4.9 – Simulador desenvolvido em PMMA, baseado naquele apresentado pelo TRS 457.....	78
FIGURA 4.10 – Dimensões de cada uma das placas do simulador desenvolvido conforme apresentado na norma IEC 61267.....	78
FIGURA 4.11 – Foto do simulador desenvolvido em acrílico, nas dimensões apresentadas pela norma IEC 61267.....	79

FIGURA 4.12 – Curva de atenuação a 25 kV, 10 mA e $CSR_1 = 0,35 \text{ mmAl}$	81
FIGURA 4.13 – Curva de atenuação a 28 kV, 10 mA e $CSR_1 = 0,40 \text{ mmAl}$	82
FIGURA 4.14 – Curva de atenuação a 30 kV, 10 mA e $CSR_1 = 0,43 \text{ mmAl}$	83
FIGURA 4.15 – Curva de atenuação a 35 kV, 10 mA e $CSR_1 = 0,51 \text{ mmAl}$	84
FIGURA 4.16 – Ajuste realizado para a determinação dos valores de k_Q nas qualidades WAV.....	85
FIGURA 4.17 – Ajuste realizado para a determinação dos valores de k_Q nas qualidades WAH.....	89
FIGURA 4.18 – Arranjo montado para a implantação das qualidades WAN e WMN.....	91
FIGURA 4.19 – Simulador posicionado com o auxílio de fita adesiva.....	91
FIGURA 4.20 – Esquema do arranjo experimental utilizado na determinação das qualidades WAN e WMN.....	92
FIGURA 4.21 – Arranjo experimental usado na implantação das qualidades WAB e WMB.....	94
FIGURA 4.22 – Esquema do arranjo experimental utilizado para a implantação das qualidades WAB e WMB.....	94
FIGURA 4.23 – Ajuste realizado para a determinação dos valores de k_Q nas qualidades WAV.....	98
FIGURA 4.24 - Ajuste realizado para a determinação dos valores de k_Q nas qualidades WMH.....	100
FIGURA 4.25 – Curva de atenuação da qualidade WAV 25.....	103
FIGURA 4.26 – Espectro gerado por um sistema com alvo de W (linha contínua) e de Mo (linha tracejada).....	105
FIGURA 4.27 – Espectros gerados pelo sistema de radiação X utilizado neste trabalho.....	106
FIGURA 4.28 – Espectros das qualidades WAV 25 e WMV 25.....	107
FIGURA 4.29 – Espectros das qualidades WAV 28 e WMV 28.....	108
FIGURA 4.30 – Espectros das qualidades WAV 30 e WMV 30.....	108
FIGURA 4.31 – Espectros das qualidades WAV 35 e WMV 35.....	108

FIGURA 4.32 – Ajuste realizado nos pontos retirados da tabela fornecida pelo NIST para obtenção da energia efetiva do feixe.....	110
FIGURA 4.33 – Posicionamento da câmara de referência no mamógrafo, sem a utilização do posicionador de acrílico.....	114
FIGURA 4.34 – Posicionamento da câmara de referência no mamógrafo, utilizando o posicionador de acrílico.....	114

1. INTRODUÇÃO

1.1 O Câncer

Câncer é o nome dado a um conjunto de mais de 100 doenças que têm em comum o crescimento desordenado de células que invadem os tecidos e órgãos, podendo espalhar-se para outras regiões do corpo^[1].

Essas células tendem a ser muito agressivas e incontroláveis, visto que se dividem rapidamente, determinando a formação de tumores (acúmulo de células cancerosas) ou neoplasias malignas. Porém, pode-se ter também um tumor benigno, que é simplesmente uma massa localizada de células que se multiplicam vagarosamente e se assemelham ao seu tecido original, raramente constituindo um risco de vida^[1]. O câncer pode ser causado por fatores internos e externos^[1].

As causas internas são, na maioria das vezes, geneticamente pré-determinadas, e estão ligadas à capacidade do organismo de se defender das agressões externas^[1].

As causas externas estão ligadas ao meio ambiente e aos hábitos e costumes de um ambiente social e cultural^[1].

Dentre todos os casos de cânceres, de 80 % a 90 % estão associados a fatores ambientais. Alguns são bem conhecidos, tal como o cigarro, o excesso de bebida alcoólica, exposição excessiva à luz solar etc.

1.1.1 O Câncer de Mama pela Medicina Tradicional e Alternativa

O câncer de mama é o segundo tipo de câncer mais frequente no mundo e o mais comum entre as mulheres. A cada ano, cerca de 22 % dos novos casos de câncer em mulheres são de mama. Para o período 2010/2011, o INCA (Instituto Nacional do Câncer) estima que, com exceção do câncer de pele não-melanoma, o câncer de mama será o mais incidente em mulheres, em torno de 49

mil novos casos, seguido pelo câncer de colo do útero (18 mil), cólon e reto (15 mil) e pulmão (10 mil). Estima-se que na região Sudeste serão 65 casos novos para cada 100 mil mulheres^[2].

Esses números mostram a importância de se manter um controle entre as mulheres, para que uma possível patologia seja detectada o mais cedo possível. No caso da mama, a mamografia é recomendada como um método de prevenção bastante efetivo para detecção precoce entre mulheres de 50 a 69 anos, e deve ser realizado pelo menos uma vez a cada dois anos^[2].

O câncer de mama é, provavelmente, um dos mais temidos pelas mulheres, devido à sua alta frequência e, sobretudo, pelos seus efeitos psicológicos, que afetam a percepção da sexualidade e a própria imagem pessoal. Ele é relativamente raro antes dos 35 anos de idade, mas acima desta faixa etária sua incidência cresce rápida e progressivamente^[3].

O tratamento, como na maioria dos cânceres, é feito utilizando radioterapia ou quimioterapia.

A radioterapia é o tratamento no qual se utilizam radiações para destruir um tumor ou impedir que suas células aumentem^[4]. A quimioterapia é o tratamento que utiliza medicamentos para combater o câncer. Eles são aplicados, em sua maioria, na veia, podendo também ser dados por via oral, intramuscular, subcutânea, tópica e intratecal. O sangue transporta esses medicamentos pelo corpo, e este vai destruindo as células doentes que estão formando o tumor^[4].

Em certos casos pode ser necessária uma intervenção cirúrgica, na qual o tumor, ou em casos mais graves a própria mama, é retirado cirurgicamente.

Como complemento para certos tratamentos, a cada dia vem se tornando mais comum a utilização de métodos alternativos de tratamento para certas doenças. Acupuntura, florais e medicamentos à base de ervas são muito utilizados.

Atualmente, duas áreas vem se desenvolvendo bastante: a metafísica da saúde e a linguagem do corpo.

A educadora física, psicóloga e estudiosa dos princípios da medicina chinesa e filosofia oriental Cristina Cairo, em seu livro *Linguagem do Corpo*^[5], coloca que nódulos, mastite ou tumores nos seios significam descontentamento

ou ressentimento profundo em relação às pessoas que desempenham o papel simbólico de pai, tais como marido, sogro, cunhado etc.

Da mesma maneira, o psicólogo Luiz Gasparetto, junto com o pesquisador Valcapelli, no segundo volume de seu livro *Metafísica da Saúde*^[6], apresenta um ponto de vista semelhante. Segundo eles, no âmbito metafísico, o câncer de mama pode se desencadear de profundas mágoas afetivas provocadas por problemas com a família ou com o parceiro, que geraram profundas mágoas.

A solução apresentada por ambos os autores para a reversão do câncer de mama é a mulher empenhar-se no desprendimento dos episódios nocivos de sua trajetória afetiva. Além disso, exercícios de meditação e relaxamento também ajudam na prevenção e no tratamento dessa doença.

É importante destacar que, de forma alguma, os procedimentos relacionados à medicina tradicional (exames periódicos, acompanhamento e tratamento médico) devem ser substituídos pelos apresentados pela medicina alternativa. Porém, exercícios de meditação, em conjunto com um controle clínico e orientação médica adequados, podem ajudar a reduzir e muito as chances de uma mulher desenvolver um câncer de mama.

1.2 A Mamografia

A mamografia é a radiografia da mama que permite a detecção precoce do câncer, por ser capaz de mostrar lesões em fase inicial, muito pequenas^[3].

É realizada em um sistema apropriado de raios X, chamado mamógrafo. Nele, a mama é comprimida de forma a fornecer melhores imagens, e, portanto, melhor capacidade de diagnóstico. O desconforto provocado é discreto e suportável^[3].

Mas para se obter um diagnóstico precoce e confiável é necessário que o mamógrafo esteja calibrado e funcionando adequadamente, caso contrário pode haver um prejuízo na imagem produzida, podendo gerar um diagnóstico falso, além de um possível dano ao paciente.

Por isso é importante o controle desses equipamentos, especialmente em relação à radiação produzida por eles. Um controle de qualidade deve ser realizado periodicamente, de maneira a garantir que a radiação emitida pelo tubo

de raios X presente nesses equipamentos seja bem conhecida, para que assim a imagem produzida tenha qualidade suficiente para se realizar um diagnóstico correto, sem que o paciente receba uma dose desnecessária.

1.3 Justificativa e objetivos

No Brasil, somente em 1998 a ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária) estabeleceu critérios para a utilização de sistemas de radiação X em clínicas médicas e hospitais, mas não apresentou nada quanto à calibração dos instrumentos usados na realização do controle de qualidade desses sistemas.

Para se ter um controle de qualidade adequado da radiação emitida pelo tubo de raios X presente em um mamógrafo é necessário utilizar detetores de radiação adequadamente calibrados. Para isso, os laboratórios de calibração devem possuir qualidades de mamografia devidamente implantadas em seus sistemas.

A primeira norma internacional que tratava da implantação de qualidades de radiodiagnóstico foi publicada em 1994, a IEC 1267, que não apresentava qualidades de mamografia. Somente em 2005 foi publicada sua versão atualizada, a norma IEC 61267, que apresenta condições para a implantação das qualidades de mamografia. E apenas recentemente essas qualidades foram implantadas em alguns laboratórios primários, como o BIPM, na França, e o PTB, na Alemanha.

No Brasil, além do LCI-IPEN, somente os laboratórios do CDTN, em Minas Gerais, e da Universidade Estadual do Rio de Janeiro possuem algumas qualidades implantadas para mamografia. E isso é muito pouco, visto que, no IPEN, no período 2009-2010, foram calibradas aproximadamente 40 câmaras de ionização de mamografia. E é importante destacar que esses números são apenas das calibrações realizadas pelo IPEN. Estima-se que esse valor represente 80 % do total de câmaras de ionização utilizadas em mamografia no Brasil.

O objetivo desse trabalho é desenvolver uma metodologia de controle de qualidade e implantar campos padrões de radiação X que serão utilizados na calibração dos instrumentos de medição usados na mamografia, baseando-se na nova norma internacional “Equipamento médico de raios X diagnóstico –

Condições de radiação para uso na determinação de características” (norma IEC 61267^[7]), da Comissão Internacional Eletrotécnica (*International Electrotechnical Commission* - IEC), e no *Technical Report Series No. 457*, “*Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*”, da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA).

Além disso, espera-se também fornecer conhecimento para que futuros trabalhos nessa área sejam realizados, visto que, no Brasil, existem poucos laboratórios de calibração de dosímetros, e nem todos eles possuem sistemas com alvo de molibdênio para ser utilizado na calibração de instrumentos usados em mamografia.

1.4 Bibliografia orientativa

Para a realização deste trabalho foram utilizados, sobretudo, a norma IEC 61267^[7], o código de prática da AIEA, o TRS 457^[8] e as qualidades de radiação implantadas no laboratório de Padronização Primária Alemão *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (PTB)^[9].

A norma IEC 61267^[7] apresenta as características que um sistema de referência utilizado para a calibração de instrumentos deve ter, como por exemplo, energia do feixe, espessura da camada semi-redutora (CSR) e material do alvo, em um tubo de raios X. No caso da implantação das qualidades em mamografia, essa norma acaba sendo um pouco restritiva, já que limita a implantação das qualidades a sistemas que possuam alvo de molibdênio, o que não é o caso do sistema utilizado, que possui um alvo de tungstênio.

Como alternativa, foram utilizadas também como referência as qualidades de radiação implantadas no PTB^[9]. Essas qualidades dadas pela IEC foram implantadas em sistemas de radiação X tanto com alvo de molibdênio quanto com alvo de tungstênio, e diferentes materiais para filtração adicional (alumínio, molibdênio, ródio, paládio e prata). Isso se tornou de grande valia, uma vez que fornece a possibilidade de se implantar as qualidades de mamografia em sistemas cujo anodo do tubo de raios X não seja de molibdênio.

Aliado a isso, o TRS 457^[8], que é um código de prática para a implantação das qualidades de radiação, ou seja, recomenda os procedimentos a

serem utilizados para esta implantação, possibilita que sejam utilizados outros materiais para filtração adicional em mamografia, e não apenas o molibdênio.

Além disso, Aline B. Guerra^[10], em sua tese de doutorado, implantou qualidades de radiação X, nível mamografia, em um outro equipamento de radiação X presente no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do IPEN, o sistema Rigaku Denki, que trabalha com tensões baixas, de até 60 kV, e também possui alvo de tungstênio. A implantação dessas qualidades, que foram baseadas nas qualidades implantadas no *National Institute of Standards and Technology* (NIST), nos Estados Unidos, ajudou a encontrar formas de lidar com essa dificuldade apresentada na norma da IEC, e a partir daí implantar, no sistema de radiação X utilizado, as novas qualidades de mamografia.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Neste capítulo será tratada a base teórica necessária para uma boa compreensão deste trabalho, desde temas mais gerais, como a produção de raios X em nível atômico, até assuntos específicos da área de radiodiagnóstico e mamografia, inclusive os documentos mais importantes quando se trabalha com implantação e controle de qualidade em sistemas de radiação X.

2.1 Produção de raios X

Os raios X são radiações eletromagnéticas com comprimento de onda menor que aproximadamente $1,0 \text{ \AA}^{[11]}$. Eles podem ser produzidos de duas maneiras: a partir do freamento do elétron (radiação de *Bremsstrahlung*), gerando assim um espectro contínuo, ou a partir da eletrosfera do átomo, gerando assim um espectro característico.

A principal diferença entre os raios X e os raios gama é que os primeiros são sempre produzidos na eletrosfera do átomo, ou por elétrons acelerados que interagem com o núcleo. Já os raios gama são produzidos sempre no núcleo do átomo, por meio do chamado decaimento gama. Além disso, de maneira geral, os raios gama possuem energia maior do que os raios X

2.1.1 Radiação de *Bremsstrahlung*

Os raios X de *Bremsstrahlung* são gerados quando elétrons acelerados interagem com o núcleo do átomo. Os elétrons (carga negativa) são defletidos de seu caminho inicial pelo campo coulombiano gerado pelos prótons (carga positiva) presentes no núcleo do átomo. Ao sofrer esse desvio os elétrons perdem energia em forma de radiação eletromagnética (FIG. 2.1)^[11,12].

FIGURA 2.1 – Esquema representando a produção da radiação de Bremsstrahlung

Os elétrons do feixe incidente podem perder diferentes quantidades de energia nessas colisões. Os raios X produzidos por esses elétrons constituem o espectro contínuo^[11], mostrado na FIG. 2.2^[13].

FIGURA 2.2 – Espectro teórico de Bremsstrahlung (1) em relação aos espectros obtidos na prática (2, 3 e 4)^[13]

O normal, quando se realiza o levantamento do espectro de um sistema de radiação X, é observar um espectro mais parecido com o representado pelos números 2, 3 e 4. Isso porque a reta indicada pelo número 1 representa uma situação ideal, na qual não existe nenhum tipo de material

atenuador entre a fonte de raios X e o sistema de espectrometria. Como isso não ocorre na prática, os fótons de baixa energia são barrados no meio do caminho, não chegando ao espectrômetro.

Porém, é possível observar, na FIG. 2.2, que existe uma continuidade no espectro, devido às energias dos fótons gerados na radiação de Bremsstrahlung.

2.1.2 Radiação Característica

A radiação característica é aquela formada pela radiação X emitida devido à transição dos elétrons entre as camadas eletrônicas de um átomo.

Quando um elétron acelerado atinge outro que está ligado ao átomo, este último pode ser ejetado, criando um espaço livre naquela camada da eletrosfera^[11,14,15] (FIG. 2.3 A). Essa vacância é rapidamente ocupada por um elétron de uma outra camada. Nesse processo um fóton é emitido, e sua energia é exatamente igual à diferença de energia entre as duas camadas^[11,14,15] (FIG. 2.3 B).

FIGURA 2.3 – Esquema representando a produção de radiação característica. Em (A) o elétron incidente arranca um elétron ligado ao átomo. Em (B), a vacância é preenchida por um elétron de uma camada mais externa, emitindo um raio X característico.

A radiação característica é responsável pelo aparecimento de picos no espectro contínuo de radiação X, conforme mostrado na FIG. 2.4^[16].

FIGURA 2.4 – Espectro gerado por um tubo de raios X com anodo de Mo. Os picos K_{alpha} e K_{beta} são os picos característicos desse material.

2.2 Efeito Borda-K (K-edge)

A interação da radiação com a matéria pode ocorrer, principalmente, de três maneiras: efeito fotoelétrico, espalhamento Compton e produção de pares.

No efeito fotoelétrico, o fóton, ao interagir com a matéria, transfere toda sua energia a um elétron ligado a um átomo, fazendo com que este seja ejetado. Interações desse tipo podem acontecer com elétrons das camadas K, L, M ou N^[15,17].

O espalhamento Compton é parecido com o mostrado anteriormente. Porém, aqui, o fóton transfere apenas uma parte de sua energia para o elétron. Nesse caso o fóton continua existindo, e o elétron é ejetado. Esse fenômeno normalmente ocorre nas camadas mais externas do átomo, nas quais os elétrons estão menos ligados^[11,15].

A produção de pares é um efeito que só pode acontecer se a energia do fóton incidente for maior do que 1,02 MeV. Nesse caso, o fóton interage fortemente com o campo eletromagnético do núcleo atômico^[17]. O fóton então desaparece, dando lugar a um par elétron positivo – elétron negativo^[15].

O efeito borda-K está relacionado ao efeito fotoelétrico. Quando a energia do fóton é igual ou superior à energia de ligação dos elétrons da camada K observa-se um acentuado aumento no coeficiente de absorção fotoelétrico^[12], ou seja, fótons com essa energia passam a ser absorvidos pelo material. Isso fica fácil de visualizar quando se analisa, por exemplo, um espectro de radiação X (FIG. 2.5), quando aplicada uma tensão de 25 kV e inserida, na saída do tubo, uma filtração de 0,07 mmMo^[18].

FIGURA 2.5 – Espectro obtido quando se aplicada 25 kV no tubo de raios X e coloca-se, na saída do mesmo, uma filtração adicional de 0,07 mmMo.

No gráfico da FIG. 2.5 pode-se observar uma diminuição bastante acentuada na contagem dos fótons com energia de 20 keV. Isso ocorre porque os fótons com energia igual ou um pouco maior do que esse valor são absorvidos pelos elétrons da camada K presentes nos átomos de molibdênio. Assim, muitos deles não chegam ao espectrômetro, causando a queda acentuada observada no espectro.

Esse fenômeno é extremamente importante no intervalo de energia utilizado em mamografia. Graças a ele é possível barrar os fótons de energia mais elevada, que vão atravessar o paciente e reduzir a nitidez da imagem.

Na TAB. 2.1 são mostrados os materiais mais utilizados como filtração adicional em sistemas de radiação X utilizados em mamografia, e a energia de ligação dos elétrons da camada K^[12].

TABELA 2.1 – Energia de borda-K dos elementos mais utilizados como filtração adicional em sistemas de radiação X usado em mamografia^[12].

Elemento	Número Atômico	Energia de borda-K (keV)
Alumínio (Al)	13	1,6
Molibdênio (Mo)	42	20,0
Ródio (Rh)	45	23,2
Paládio (Pd)	46	24,3

2.3 Tubos de Raios X

Um tubo de raios X consiste de um catodo e um anodo, posicionados dentro de um invólucro de vidro sob alto vácuo^[15].

O catodo contém um filamento de tungstênio (W) que, quando aquecido, emite elétrons, o chamado efeito termoiônico^[17,19].

Esses elétrons são então acelerados por uma diferença de potencial até o anodo, que é formado por um metal de alto ponto de fusão, normalmente de W, molibdênio (Mo) ou ródio (Rh), devido à elevada temperatura que o anodo pode atingir^[14,17].

Quando esses elétrons acelerados atingem o anodo são freados bruscamente e geram os raios X, que podem ser produzidos a partir de um dos dois processos apresentados anteriormente. Na FIG. 2.6 é apresentado o esquema de um tubo de raios X de anodo giratório.

Os elétrons são produzidos no filamento produzidos no catodo C, e acelerados por uma diferença de potencial até o anodo A, atingindo-o no ponto T^[12,15,17]. Toda essa região está em vácuo, para que ocorra o menor número

possível de interações dos elétrons gerados com os átomos presentes no ar e assim favorecer a produção de raios X^[15,19].

FIGURA 2.6 – Representação esquemática de um tubo de raios X^[20]. H é o invólucro externo do tubo, E é o invólucro interno (que está sob vácuo), O é o óleo refrigerante, S é o estator de indução, R é o rotor e B é o fole de expansão.

Os raios X emergem através da abertura W, constituída por uma fina janela de vidro. Em alguns tubos, uma fina janela de berílio (Be) é usada para reduzir a filtração inerente do tubo de raios X^[17]. A janela W acaba funcionando como um colimador, visto que, no ponto T, a radiação é produzida em todas as direções^[15]. Assim, o ponto de aplicação (paciente em um exame, detetor de radiação etc.) deve estar localizado na direção da mesma.

Todo o sistema é resfriado por água, por um óleo especial, por ar ou mesmo por uma combinação entre eles, dependendo da construção do equipamento. Esse líquido refrigerante fica contido no recipiente indicado pela letra O.

Por se tratar de um sistema elétrico, o tubo só emite raios X quando está ligado, não apresentando nenhum risco quando desligado.

Os sistemas de raios X para uso em diagnóstico podem ser classificados quanto à energia do feixe ou quanto ao uso que se faz dessa radiação. São operados tipicamente entre 22 kV e 150 kV e entre 0,4 mA e 1200 mA^[21].

Normalmente as tensões mais baixas (até 35 kV) são utilizadas em mamografia^[14]. Tensões intermediárias (de 40 kV a 150 kV) são usadas em radiografia convencional, e tensões de 100 kV a 150 kV são aplicadas à tomografia computadorizada^[21]. É importante frisar que os valores mostrados aqui são aqueles apresentados na literatura. Na prática, em exames clínicos, eles podem variar.

2.4 O Mamógrafo

O mamógrafo é um equipamento de raios X adaptado para ser utilizado especificamente para a obtenção de imagens da mama.

Pelo fato de a mama ser constituída basicamente de tecidos moles, é necessário o uso de técnicas e tecnologias específicas para se conseguir um resultado ótimo, com o máximo de informação diagnóstica e mínimo de dose no paciente^[21].

Por esta razão, na maioria dos mamógrafos, é utilizado um anodo de Mo ou Rh, combinados com filtros desses materiais, normalmente nas espessuras de 0,03 mmMo, 0,05 mmMo e 0,025 mmRh^[14,21]. Isso porque os picos característicos desses materiais estão em uma faixa de energia adequada para a utilização em tecidos como o da mama. Porém, também é possível encontrar esses equipamentos com anodo de W e filtração adicional de 0,5 mmAl^[21] ou 0,06 mmMo^[14].

Em um mamógrafo, como mencionado anteriormente, a tensão máxima que é normalmente aplicada para a realização de exames é de 35 kV^[14], e o limite máximo de 600 mAs é padrão para prevenir uma dose de radiação excessiva ao paciente^[14].

Outra característica importante desses equipamentos é a utilização de um compressor de mama, vital para a imobilização da paciente, uma vez que o tempo de exposição é relativamente longo, para a redução da radiação espalhada e borramentos da imagem e, sobretudo, para igualar a espessura da região examinada, diminuindo a variação de densidade, o que possibilita o uso de filmes de elevado contraste^[21], aumentando assim a eficiência do exame da detecção de uma possível patologia. Na FIG. 2.7 é mostrado um mamógrafo típico e seus principais componentes.

FIGURA 2.7 – Mamógrafo típico com seus principais componentes^[21]

2.5 Simuladores em Mamografia

Segundo o Código de Prática publicado pela AIEA (apresentado em detalhes no item 2.10.2), o simulador (ou *phantom*, em inglês) é um objeto usado para absorver e/ou espalhar radiação equivalente àquela espalhada por um paciente, auxiliando assim a estimar a dose de radiação e testar sistemas de imagem sem que haja a necessidade de expor o paciente. Pode ser antropomórfico ou um objeto de teste físico.

No caso de mamografia, no geral, os simuladores não possuem o formato de uma mama ao ser comprimida no mamógrafo. Alguns são feitos em placas de polimetilmetacrilato (PMMA)^[8], que é um material fácil de manusear e sua densidade é uma das que mais se aproxima da densidade da água, e são utilizados em testes de dose absorvida e espalhamento (FIG. 2.8 A). Outros são feitos em acrílico e possuem estruturas que simulam fibras, calcificações em dutos e massas tumorais^[22], e são utilizados em testes de controle de qualidade de imagem (FIG. 2.8 B)^[14].

FIGURA 2.8 – Simuladores mais comuns usados em mamografia. Em A o simulador apresentado pelo TRS-457, no formato de um semicírculo de 100 mm de raio, utilizado para determinar o kerma no ar que incide no paciente e a dose glandular média. Em B, o simulador utilizado para controle de qualidade da imagem (à esquerda) e a imagem obtida após a irradiação do mesmo (à direita). Os pontos e círculos brancos são utilizados na análise do contraste da imagem e em testes de identificação de microcalcificações.

Quando o objetivo é determinar o kerma no ar que incide no paciente e a dose glandular média utiliza-se um simulador de 45 mm de espessura confeccionado em PMMA, que simula, de maneira aproximada, uma mama “padrão” de espessura de 50 mm e glandularidade de 50 % [8].

2.6 Filtros e Atenuadores de Alumínio, Molibdênio e Ródio

Os filtros e atenuadores possuem grande importância na radiologia médica. Eles são utilizados para alterar o espectro de raios X, deixando-os adequados para serem utilizados em exames médicos.

Os filtros de alumínio (Al) são muito utilizados no radiodiagnóstico convencional. Esse material é capaz de barrar grande parte dos fótons de baixa energia e, no caso da mamografia, não causa muita variação no espectro.

Os filtros de molibdênio (Mo) e ródio (Rh) são muito usados em mamografia, especificamente, por causa do efeito de borda-K, que no caso do Mo ocorre em 20 keV, e no caso do Rh em 23,2 keV^[12]. Esse é um fenômeno importante. Pelo fato de a mama ser um tecido mole, constituído basicamente de gordura, os fótons de alta energia poderiam atravessá-la sem interagir, reduzindo a nitidez na imagem^[22,23]. Essas filtrações absorvem esses fótons, ajudando a melhorar a qualidade da imagem gerada.

2.7 Câmaras de Ionização

As câmaras de ionização são equipamentos que detectam radiação baseando-se no efeito produzido quando partículas carregadas atravessam o gás que está em seu interior^[24].

O princípio de funcionamento desses equipamentos é relativamente simples. Quando a radiação passa pelo gás contido em seu interior ela o ioniza, gerando cargas. Eletrodos coletores presentes no volume sensível geram um campo elétrico que fazem com que as cargas negativas (elétrons) sejam atraídas. Essa carga coletada é proporcional à dose de radiação sobre o volume sensível da câmara.

É importante destacar que a maioria das câmaras de ionização é aberta, ou seja, o ar contido dentro delas é o próprio ar atmosférico. Assim, antes de sua utilização é necessário que estejam estabilizadas com o meio ambiente, para que o ar dentro delas fique com a mesma pressão e temperatura do ar ambiente. Isso é importante porque, uma pequena alteração nesses fatores pode alterar a densidade de partículas dentro do volume sensível, o que acarretaria em uma variação na leitura realizada pelo instrumento. No caso de medidas em radiodiagnóstico, a recomendação do TRS 457 é que se utilizem sempre câmaras de ionização não seladas.

Mas mesmo com esses cuidados é necessário realizar uma correção matemática na leitura realizada, multiplicando a leitura por um fator de correção de temperatura e pressão.

Existem câmaras de ionização de diferentes volumes, dependendo da sua finalidade. Aquelas que possuem volume sensível menor, com um volume sensível de, por exemplo, 0,125 cm³, são usadas normalmente em feixes de alta energia, como os usados em radioterapia. As de volume intermediário (com, por exemplo, um volume de 180 cm³, de placas paralelas) são usadas em radiodiagnóstico. Aquelas de volume maior são usadas em radioproteção (com um volume de até 10000 cm³), porque assim elas são mais sensíveis à radiação, e são capazes de detectar baixos níveis da mesma. Na FIG. 2.9 são mostrados alguns modelos de câmara de ionização típicas.

FIGURA 2.9 – Câmaras de ionização utilizadas em radioterapia^[25] (A), radiodiagnóstico^[26] (B) e radioproteção^[27] (C).

2.7.1 Câmara de Ionização para Mamografia

Uma câmara de ionização típica utilizada como referência em mamografia possui um volume de 6 cm³. A janela pela qual a radiação deve passar para entrar no volume sensível é constituído de um material chamado Mylar® aluminizado, que é bastante fino e com o qual a radiação quase não interage. Isso é importante já que, no caso de mamografia, os feixes utilizados são de baixa energia. Se a janela fosse mais espessa, e constituída de um material mais denso, grande parte da radiação seria barrada, e a medição realizada pelo aparelho não seria confiável.

Na FIG. 2.10 é mostrada uma típica câmara utilizada em mamografia.

FIGURA 2.10 – Câmara de ionização normalmente utilizada em mamografia.

Trabalhos realizados mostraram que, em casos extremos, câmaras de 6 cm³ tipo cilíndrica e de 180 cm³, como a mostrada na FIG. 2.9 B, podem ser utilizadas para realizar medições em feixes de mamografia^[26]. Porém, isso não é recomendado, já que, devido à baixa energia desses feixes, é necessário utilizar uma câmara adequada, porque podem ocorrer atenuações do feixe ao passar por uma janela de entrada que não seja de um material bastante fino, como o Mylar®. Além disso, uma variação no volume sensível da câmara pode ocasionar numa leitura não verdadeira.

2.8 Calibração de Instrumentos

A calibração de instrumentos é um conjunto de operações que estabelece, sob condições específicas, a relação entre os valores indicados por um instrumento ou sistema de medição ou valores representados por uma medida materializada ou um material de referência, e os valores correspondentes das grandezas estabelecidas por padrões^[28]. Existem dois métodos mais utilizados na calibração de instrumentos que medem radiação.

O primeiro método é o da substituição, e é normalmente utilizado em sistemas que utilizam radiação X. Como o tubo de raios X é um equipamento elétrico, ele está sujeito a oscilações na rede de alimentação. Um pico de energia na rede elétrica pode ocasionar um aumento na produção de radiação, causando variação na leitura do aparelho a ser calibrado.

Por conta disso, a câmara de referência é posicionada na frente do feixe, e são realizadas medições. Em seguida, retira-se essa e coloca-se o aparelho a ser calibrado, e as cargas são coletadas. Logo após, a primeira câmara (de referência) é posicionada novamente no feixe, e novas medições são feitas. Depois de realizadas todas as correções necessárias, é gerado um coeficiente de calibração, que deve ser utilizado na câmara calibrada sempre que esta for utilizada para realizar medições.

Este coeficiente é obtido dividindo-se o valor de referência pela leitura realizada pelo equipamento, e aplicar as correções necessárias (como o fator de correção de temperatura e pressão), e sua unidade depende das unidades dos valores utilizados.

O segundo método de calibração mais utilizado é o dos campos bem conhecidos, mais empregado em sistemas que utilizam fontes radioativas, embora no caso de dosímetros clínicos também seja usado o primeiro método.

O decaimento dessas fontes é um processo bem conhecido. Após a fonte ser colocada no local adequado onde as calibrações serão feitas é realizada uma varredura no campo, para determinar a taxa de dose a diferentes distâncias.

Conhecidas então as características desse campo, e sabendo que ele não sofre mudanças em razão de alterações de temperatura, pressão atmosférica e outros, a câmara pode simplesmente ser posicionada no feixe e as medições são realizadas.

No final, é emitido um certificado com o coeficiente de calibração do equipamento.

2.9 Grandezas Físicas e Unidades

2.9.1 Grandezas de Proteção Radiológica

Proteção radiológica é a ciência que trata da proteção de pessoas e do meio ambiente dos efeitos nocivos das radiações ionizantes, que inclui tanto radiação corpuscular quanto eletromagnética.

Os pesquisadores envolvidos nessa área estabeleceram, ao longo dos anos, grandezas físicas para o estudo de efeitos biológicos e para a proteção dos indivíduos, tanto aqueles que utilizam a radiação em seu cotidiano de trabalho, quanto aqueles que se expõem eventualmente, como pacientes em um hospital.

A seguir serão apresentadas as principais grandezas utilizadas nessa área.

2.9.1.1 Exposição

A exposição é o quociente de dQ por dm , no qual dQ é a soma das cargas elétricas de todos os íons de um mesmo sinal, produzidos no ar quando todos os elétrons e pósitrons liberados pelos fótons, num elemento de ar de massa dm , são completamente freados^[29]. É dada pela equação 2.1:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.1)$$

A unidade especial dessa grandeza é o roentgen (R). No sistema internacional de unidades, a unidade utilizada para exposição é Coulomb/kilograma (C/kg). A relação entre R e C/kg é $1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}^{[30]}$.

2.9.1.2 Dose Absorvida

A dose absorvida D é o quociente de $d\varepsilon$ por dm . No qual $d\varepsilon$ é a energia média depositada em um material de massa dm ^[29]. É dada pela equação 2.2:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (2.2)$$

Sendo que ε é dado pela equação 2.3:

$$\varepsilon = R_{in} - R_{out} + \Sigma Q \quad (2.3)$$

no qual R_{in} é a soma das energias de todas as partículas carregadas ou não carregadas que entram no volume, R_{out} é a soma das energias de todas as partículas carregadas ou não carregadas que saem do volume e ΣQ é a soma de todas mudanças na energia de repouso dos núcleos e das partículas elementares em qualquer transformação nuclear que ocorre no volume.

Esta grandeza é definida como a dose de radiação ionizante absorvida uniformemente por uma porção de matéria^[19]. É válida para qualquer tipo de radiação ionizante e para qualquer material absorvedor.

Sua unidade é o Gy (Gray), sendo que, no sistema internacional de unidades, $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J.kg}^{-1}$

2.9.1.3 Kerma

A grandeza física kerma (Querma) é definida como a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partícula indiretamente ionizante em um material com uma determinada massa^[19,29]. Esta grandeza é válida somente para a radiação indiretamente ionizante (gama, raios X e nêutrons).

Matematicamente, é o quociente de dE_{tr} por dm , no qual dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas ionizantes eletricamente carregadas liberadas pelas partículas ionizantes sem carga em um material de massa dm . É dada pela equação 2.4:

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

Sua unidade é o Gy (Gray), sendo que $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}^{-1}$.

2.9.2 Tensão de Pico Prático (Practical Peak Voltage “PPV”)

O PPV é uma grandeza elétrica que relaciona a tensão de pico com o contraste da imagem radiológica, tendo assim uma maior aplicação clínica. A norma que dita os critérios para a utilização do PPV, os erros intrínsecos das medições efetuadas por um detetor não-invasivo, além de fornecer o algoritmo para a determinação dessa grandeza é a IEC 61676^[31,32].

Segundo H.M Kramer, H.J Selbach e W-J Iles^[33], o “PPV é uma grandeza que se baseia no conceito de que a radiação gerada por uma alta tensão com uma fonte de onda arbitrária produz o mesmo contraste radiográfico que a radiação gerada por uma alta tensão com um potencial constante equivalente. Porém, o PPV é uma grandeza puramente elétrica, na qual se quer obter uma melhor qualidade de imagem, independente da forma de onda”.

O PPV $\hat{U}$ pode ser obtido a partir da equação 2.5:

$$\hat{U} = \frac{\sum_{i=1}^n p(U_i) \cdot w(U_i) \cdot U_i}{\sum_{i=1}^n p(U_i) \cdot w(U_i)} \quad (2.5)$$

no qual U_i é a tensão em kV e $p(U_i)$ é a probabilidade de que o valor da tensão esteja no intervalo $(U_i - (\Delta U/2), U_i + (\Delta U/2))^{[31,34]}$. No caso de mamografia, na qual as tensões utilizadas estão no intervalo $20 \text{ kV} < U_i \leq 50 \text{ kV}$, a função de ponderação $w(U_i)$ pode ser aproximada conforme a equação 2.6:

$$w(U_i) = \exp \{a \cdot U_i^4 + b \cdot U_i^3 + c U_i^2 + d U_i + e\} \quad (2.6)$$

no qual

$$a = - (2,142352 \text{ E } -06)$$

$$b = + (2,566291 \text{ E } -04)$$

$$c = - (1,968138 \text{ E } -02)$$

$$d = + (8,506836 \text{ E } -01)$$

$$e = - (1,514362 \text{ E } +01)$$

2.10 Normas e Recomendações

2.10.1 Norma IEC 61267^[7]

A IEC publicou, em 2005, uma revisão da sua antiga norma IEC 1267^[35], a norma IEC 61267^[7], cujo título é *Medical diagnostic X-ray equipment – Radiation conditions for use in the determination of characteristics* (Equipamento de raios X para diagnóstico médico – condições de radiação a serem usadas na determinação de características), e que fornece informações necessárias a respeito das qualidades de radiação X a serem implantadas em laboratórios de calibração de instrumentos. São elas radiodiagnóstico, mamografia e tomografia computadorizada.

A principal diferença entre a versão atual e sua antecessora é que, na antiga, nas qualidades de radiodiagnóstico, a filtração adicional era a mesma em qualquer sistema, e cada laboratório que implantasse essas qualidades deveria determinar sua CSR.

Na versão atual dessa norma, a IEC coloca a CSR como um valor a ser alcançado, e a filtração adicional de cada sistema deve então ser determinada, de tal forma a alcançar esse valor. Como a CSR está diretamente relacionada com a energia efetiva do feixe, isso acaba sendo mais adequado, já que assim tem-se a garantia de que todos os sistemas de radiação X utilizados na calibração de instrumentos possuem a mesma energia efetiva.

Porém, no caso de mamografia, as qualidades nem sequer eram apresentadas pela norma antiga. A única qualidade apresentada é aquela na qual a contribuição da radiação espalhada deve ser minimizada, ou qualidade de feixe estreito (RQN-M). As qualidades de feixes de entrada, saída e aquela na qual é levada em consideração a radiação espalhada pelo paciente não eram apresentadas.

Assim, para a realização deste trabalho foram utilizados, nessa norma, os capítulos 11 a 14, nos quais são apresentadas as condições para implantação de todas as qualidades de mamografia.

Na TAB. 2.2 são mostradas as qualidades de feixe de entrada em mamografia apresentada por essa norma.

TABELA 2.2 – Qualidades de radiação de feixe de entrada apresentadas pela norma IEC 61267^[7] em mamografia

Denominação	Tensão Nominal (kV)	Primeira camada semi-redutora (mmAl)
RQR-M 1	25	0,28
RQR-M 2	28	0,31
RQR-M 3	30	0,33
RQR-M 4	35	0,36

2.10.2 Código de Prática TRS 457^[8]

Em 2007 a Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) publicou o *Technical Report Series No. 457 (TRS 457)*^[8], intitulado *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice* (Dosimetria em Radiologia Diagnóstica: um Código de Prática Internacional).

Essa publicação, além de apresentar algumas das grandezas físicas, formalismo, definições e instrumentação utilizados em dosimetria das radiações, é um código de prática para a implantação das qualidades utilizadas na calibração de instrumentos na área de radiodiagnóstico em laboratórios de padronização secundária e também para a realização de dosimetria clínica.

No caso da implantação de qualidades ele segue as recomendações da norma IEC 61267, apresentando os métodos e procedimentos a serem seguidos por um laboratório padrão secundário quando este deseja implantar, em seu sistema de radiação X, qualidades de radiodiagnóstico convencional, mamografia e tomografia computadorizada.

O TRS-457, diferentemente da IEC 61267, possibilita a implantação das qualidades de mamografia em sistemas de radiação X com anodo que não seja de Mo. Isso foi de grande importância neste trabalho já que, como será mostrado no capítulo 3, o tubo de raios X presente no laboratório onde esse trabalho foi realizado possui anodo de W.

Além disso, esse documento apresenta aquilo que deve existir em um laboratório secundário de calibração, para que este possa realizar esta função, assim como procedimentos tanto para a calibração de instrumentos nesses laboratórios como também para a realização da dosimetria de pacientes em clínicas e hospitais.

Este documento é uma conexão existente entre laboratórios de calibração de instrumentos e as clínicas, que utilizam esses instrumentos na rotina de controle de qualidade de seus equipamentos.

2.10.3 ICRU 74^[36]

O documento ICRU 74 foi o primeiro publicado pela ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) que trata da dosimetria de pacientes na utilização de radiação X para diagnóstico médico.

A necessidade da publicação deste documento surgiu por causa do dramático aumento da dose na população, que veio como resultado do aumento do número de pacientes que se beneficia da radiologia e também do crescente número de tipos diferentes de procedimentos que são aplicados a esses pacientes. Nos Estados Unidos, por exemplo, a frequência de exames que utilizam radiação X aumenta em todas as faixas etárias, a uma taxa de, aproximadamente, 18 % ao ano^[14].

Esse documento apresenta, logo no início, uma introdução geral, contando um pouco da história da dosimetria de pacientes em exames que utilizam radiação X, o risco ao qual um paciente está sujeito em um exame radiológico, até unidades e procedimentos adotados na calibração dos dosímetros utilizados para medir a dose em pacientes.

Em seguida são apresentadas algumas especificações de feixes de radiação X, tais como camada semi-redutora, tensão aplicada no tubo e filtração total.

Também são mostradas grandezas e unidades para a realização de medições e cálculos na radiologia médica, assim como métodos de medição e determinação de dose em órgãos e tecidos.

Para mamografia, ele apresenta a grandeza denominada dose glandular média, D_G , que é a quantidade dosimétrica específica nesse caso. Essa grandeza não é obtida diretamente. Ela é derivada do kerma no ar incidente. A medida dessa grandeza é realizada com a câmara posicionada não no centro do feixe, mas próximo da região onde ficaria a parede torácica do paciente, sempre utilizando um simulador.

É um documento de grande importância na área de física aplicada à medicina, assim como na área de controle de qualidade dos equipamentos utilizados em radiodiagnóstico médico.

2.10.4 ANVISA, portaria 453^[37]

A Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) publicou, em 01 de junho de 1998, a portaria 453, que “Aprova o Regulamento Técnico que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, dispõe sobre o uso dos raios X diagnósticos em todo território nacional e dá outras providências”.

Ela se baseia em alguns fatos observados no Brasil nesse período, como por exemplo, “a expansão do uso das radiações ionizantes na Medicina e na Odontologia no país”, “os riscos inerentes ao uso das radiações ionizantes e a necessidade de se estabelecer uma política nacional de proteção radiológica na área de radiodiagnóstico”, entre outras.

As diretrizes colocadas por esse documento impõem regras quanto à utilização da radiação X em radiodiagnóstico médico e odontológico, e devem ser adotadas em todo o território brasileiro.

Os órgãos de Vigilância Sanitária dos Estados, do Distrito Federal e dos Municípios passam a ser responsáveis pelo licenciamento dos estabelecimentos que empregam radiação X diagnóstica, e também pela fiscalização do cumprimento desse regulamento.

As secretarias de saúde estaduais, municipais e do Distrito Federal devem implementar os mecanismos necessários para sua adoção, e todos os serviços de radiodiagnóstico devem manter um exemplar do mesmo nos setores que empregam os raios X para uso diagnóstico.

Esse regulamento possui, como princípios básicos, os mesmos do ALARA; justificação da prática e das exposições médicas individuais, otimização da proteção radiológica e limitação de doses individuais, além da prevenção de acidentes.

Suas orientações continuam em vigor até hoje, e caso estas não sejam cumpridas, o infrator estará sujeito ao processo e penalidade previstos na legislação vigente, sem prejuízo das responsabilidades civil e penal cabíveis.

É importante destacar que essas recomendações foram apresentadas aqui exatamente da mesma forma como estão na portaria. Infelizmente, na realidade brasileira, elas não funcionam dessa maneira.

2.11 Qualidades de Radiação: Principais Parâmetros

O TRS 457 define qualidade de radiação como a medida do poder de penetração do feixe de radiação X.

Uma determinada qualidade é descrita, e aplicada, em termos^[7]:

- do material do anodo;
- da tensão aplicada ao tubo de raios X;
- da filtração total, que consiste:
 - da filtração inerente do sistema de radiação X;
 - da filtração adicional ou simulador de um determinado material ou espessura;
- da primeira camada semi-redutora (CSR_1);
- do coeficiente de homogeneidade;
- da distância de aplicação.

No caso de mamografia, segundo a norma IEC 61267^[7], o material do anodo deve ser o molibdênio (Mo), as tensões utilizadas são 25 kV, 28 kV, 30 kV e 35 kV, a filtração adicional é de 0,032 mmMo, os valores de CSR_1 são de 0,28 mmAl, 0,31 mmAl, 0,33 mmAl e 0,36 mmAl, respectivamente, para cada uma das tensões apresentadas acima. A distância de aplicação é de um metro, e o coeficiente de homogeneidade, nesse caso, não é fornecido.

É importante destacar que, para tomografia computadorizada e radiodiagnóstico, embora os parâmetros sejam os mesmos, os valores são bem diferentes dos apresentados acima.

2.12 Qualidades de Radiação X de Feixes de Entrada

Qualidades de radiação X de feixes diretos são aqueles que simulam o feixe que é emitido pelo equipamento e chega ao paciente. Esse feixe é caracterizado pela tensão aplicada ao sistema, pela filtração total do sistema (adicional mais inerente) e pela camada semi-redutora, que está diretamente relacionada com a energia do feixe.

Essas qualidades são utilizadas na calibração dos instrumentos usados no controle de qualidade dos equipamentos médicos.

Como mostrado anteriormente, a norma utilizada para a implantação de qualidades referentes a radiodiagnóstico, mamografia e tomografia é a IEC 61267^[7], que apresenta condições nas quais essas implantações devem ser realizadas.

No caso de mamografia, a implantação deve ser realizada em um sistema de radiação X cujo tubo seja constituído por um anodo de molibdênio (Mo), com uma filtração adicional de $(0,032 \pm 0,002)$ mmMo. Nesse caso, a qualidade recebe a nomenclatura de RQR-M.

Porém, quando é utilizado um sistema diferente do citado acima, para a implantação das qualidades de mamografia, não é correto utilizar essa nomenclatura.

O laboratório de Padronização Primária Alemão *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (PTB) possui qualidades de mamografia implantadas também em sistemas que não condizem com aquele citado pela IEC^[7]. Por conta disso, o nome que eles utilizam para essas qualidades não é RQR-M, mas sim uma nomenclatura própria, que distingue de maneira clara de qual material é constituído o anodo e a filtração adicional utilizada.

Para um sistema com alvo e filtração adicional de Mo é utilizada a sigla MMV, sendo que a primeira letra refere-se ao material do anodo, a segunda ao da filtração, e a letra V é utilizada para indicar feixes de entrada.

Já em um sistema com alvo de W e filtração adicional de alumínio (Al) a sigla é WAV, e num sistema com alvo de W e filtração de Mo, a sigla é WMV. É importante ter em mente essas nomenclaturas porque serão essas as utilizadas nesse trabalho. Serão utilizados os nomes WAV e WMV quando for referido a essas qualidades, e não RQR-M, já que o sistema utilizado não condiz com aquele proposto pela norma.

2.13 Qualidades de Radiação de Feixes de Saída Utilizando Atenuadores de Alumínio

As qualidades de radiação de feixes de saída utilizando atenuadores de alumínio são feixes que simulam o feixe de radiação X que sai do paciente, em

um exame médico. Para simular esse feixe, em mamografia, deve-se adicionar, à mesma filtração utilizada nas qualidades de feixe direto, seja ela qual for, um atenuador de Al com espessura de 2 mm que, nesse caso, irá simular a mama da paciente.

Essa qualidade é utilizada quando a quantidade de radiação espalhada pelo corpo do paciente não é significativa (condição de baixo espalhamento)^[7].

A nomenclatura aqui é parecida com a utilizada nos feixes de entrada. Porém, nesse caso, ao invés da letra V, utiliza-se a letra H. Assim, a qualidade de saída implantada, por exemplo, num sistema com alvo de W e filtração adicional de Al recebe a sigla WAH.

2.14 Qualidades de Radiação Utilizando Simulador de PMMA, Feixes Estreitos

Essas qualidades de radiação são usadas quando a contribuição da radiação espalhada para o sinal detectado deve ser minimizada nos resultados das medições relevantes^[7].

Para se trabalhar com essa qualidade, a norma da IEC recomenda a utilização de um simulador retangular, confeccionado em PMMA, tendo 120 mm de comprimento, 80 mm de largura e 45 mm de espessura.

Deve-se utilizar colimadores, a fim de colimar o feixe, fazendo com que este tenha uma abertura de 20 mm no plano de aplicação.

A nomenclatura dada pela IEC para essa qualidade é RQN-M (N de *narrow*, estreito, em inglês). Porém, neste trabalho, será utilizado o nome de WAN, quando as qualidades forem implantadas utilizando filtros de Al, e WMN, quando forem utilizados filtros de Mo.

É importante destacar que o PTB não disponibiliza a nomenclatura utilizada para essas qualidades. Portanto, as siglas utilizadas foram criadas neste trabalho, com o objetivo de deixar claro qual a qualidade que está sendo estudada e a configuração do sistema utilizado.

2.15 Qualidades de Radiação Utilizando Simulador de PMMA, Feixes Largos

A qualidade de radiação de feixes largos é usada quando a contribuição da radiação espalhada para o sinal detectado é significativa nos resultados das medições relevantes^[7].

Esta qualidade é implantada utilizando o mesmo simulador apresentado na qualidade mostrada anteriormente. A diferença aqui está no tamanho do campo, que deve ser de 80 mm no plano de aplicação.

A nomenclatura fornecida pela IEC, nesse caso, é RQB (B de *broad*, largo, em inglês). Mas, como no caso anterior, será utilizada aqui uma nomenclatura própria. Assim, decidiu-se chamá-la de WAB, quando utilizada a filtração de Al, e WMB, quando utilizada a filtração de Mo, baseando-se assim tanto na nomenclatura da IEC quanto na do PTB, que também não possui uma sigla específica para essa qualidade.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Esse capítulo será dividido em três tópicos. No primeiro será apresentada a instalação onde o trabalho foi realizado. No segundo, materiais, mostrará todos os equipamentos utilizados neste trabalho. Na terceira parte, métodos, será descrito, da maneira mais detalhada possível, todo o procedimento realizado ao longo do desenvolvimento desse trabalho.

3.1 O Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN

O Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), instituto gerenciado técnico e administrativamente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), está localizado na Gerência de Metrologia das Radiações (GMR), e funciona a mais de 30 anos, sendo que os testes na área de radiodiagnóstico se iniciaram em 1997.

Nele trabalham oito funcionários, atendendo clientes e calibrando equipamentos utilizando radiação alfa (medidas de contaminação), beta, gama e raios X, esse último nas qualidades de radiodiagnóstico, tomografia computadorizada, mamografia, fluoroscopia, radioproteção e radioterapia.

O LCI calibra, em média, 1500 instrumentos por ano.

3.2 Materiais

3.2.1 Sistema de Radiação X

O sistema de radiação X utilizado neste trabalho foi um Pantak Seifert, mostrado na FIG. 3.1, com alvo de tungstênio (W), uma filtração inerente de 0,138 mm de alumínio^[38] e uma janela de 0,8 mm de berílio^[39]. Esse equipamento trabalha com tensões de até 160 kV, mas nesse trabalho foi utilizada a faixa de tensão de 25 kV a 35 kV. A corrente utilizada foi de 10 mA, já que esta é a corrente utilizada nas calibrações em radiodiagnóstico.

FIGURA 3.1 – Sistema de radiação X utilizado neste trabalho

3.2.2 Sistema de Medição de Referência

3.2.2.1 Câmara de ionização

Para a implantação das qualidades foi utilizada uma câmara de ionização com um volume sensível de 6 cm³, marca Radcal, modelo RC6M, mostrada na FIG. 3.2 A. Essa câmara possui uma fina janela de *Mylar*®, que deve ser posicionada de frente para o feixe. Essa fina parede interfere pouco no feixe que incide no volume sensível. Isso é importante quando os testes são feitos em feixes de radiação X com energias muito baixas, como os usados em mamografia. Um esquema com suas dimensões é mostrado na FIG. 3.2 B.

FIGURA 3.2 – Câmara de ionização de referência utilizada em mamografia (A) e um esquema com suas dimensões, em mm (B)^[40].

Essa câmara foi calibrada em julho de 2009, nas novas qualidades apresentadas na norma IEC 61267, no laboratório de Padronização Primária Alemão *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (PTB). Assim sendo, as qualidades foram implantadas utilizando uma câmara de referência padrão secundário. O certificado de calibração pode ser encontrado no anexo A.

3.2.2.2 Eletrômetro

Nesse trabalho foi utilizado um eletrômetro marca Keithley, modelo 6517A, que é padrão de referência para essas medições. Esse eletrômetro, mostrado na FIG. 3.3, funciona também como um multímetro. Ele é capaz de realizar medições de tensão, resistência, corrente elétrica e também coleta de carga elétrica.

FIGURA 3.3 – Eletrômetro utilizado na coleta de cargas

3.2.2.3 Fonte de Controle

Nos testes de estabilidade foi utilizado, além do material já citado acima, uma fonte de controle de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$, mostrada na FIG. 3.4, com atividade de 20 MBq (2007).

FIGURA 3.4 – Fonte de controle utilizada nos testes de estabilidade

3.2.3 Medidor não-invasivo de Tensão

Foi utilizado um medidor de tensão não-invasivo PTW, modelo Diavolt Universal All-in-one QC Meter T43014, que apresenta, no menu presente em seu sistema, diferentes opções para se trabalhar em diferentes aplicações (tomografia computadorizada, fluoroscopia, mamografia, radiologia convencional, raios X dental e raios X dental panorâmico), com diferentes opções de configuração alvo-filtro do sistema, específicas para cada uma das aplicações citadas. O equipamento é mostrado na FIG. 3.5.

FIGURA 3.5 - Medidor não-invasivo PTW, modelo Diavolt Universal All-in-one QC Meter

3.2.4 Filtros e Atenuadores

Nesse trabalho foram utilizados filtros de alumínio (Al) e molibdênio (Mo), com pureza de 99,99 %. Os filtros de Al foram usados tanto para a determinação das CSR quanto para a determinação das filtrações adicionais. Já

os de Mo foram usados apenas como filtração adicional. O LCI possui filtros de Al de diferentes espessuras (a partir de 0,02 mm), e sete “folhas” de Mo, cada uma com 10 μm . Os filtros são mostrados na FIG. 3.6.

FIGURA 3.6 – Filtros de Mo (à esquerda) e de Al (ao centro e à direita)

3.2.5 Sistema Utilizado na Espectrometria

O espectrômetro utilizado neste trabalho foi um Ortec NOMAD Plus portátil, de Germânio Hiperpuro (HPGe), para baixas energias, mostrado na FIG. 3.7. A calibração foi feita na energia do Amerício-241 (Am-241), e o software utilizado foi o Maestro®.

FIGURA 3.7 – Espectrômetro utilizado na obtenção dos espectros das qualidades WAV e WMV

Para a realização da espectrometria é importante utilizar um sistema adequado de colimadores. Nesse teste foi utilizado um Collimator kit EXVC, modelo ACC-EXVC-3 A0, da Amptek. Internamente, ele possui um disco de 0,1

mm de diâmetro, e é feito de uma liga de Tungstênio (90 %), Cobre (4 %) e Níquel (6 %) (FIG. 3.8). Esse colimador, a princípio, é para ser usado no sistema de espectrometria XR-100CR ou XR-100T-CdTe, da mesma empresa, mas foi possível adaptá-los para o espectrômetro utilizado.

FIGURA 3.8 – Colimador usado na espectrometria

3.2.6 Sistemas auxiliares

Além dos equipamentos e instrumentos citados anteriormente, foram também utilizados sistemas auxiliares, importantes para obtenção de valores que são necessários para o tratamento dos dados. São eles:

- Termômetro Hart Scientific, modelo 1529, com precisão de $\pm 0,0025$ °C.
- Barômetro GE Druck, modelo DPI 142, com resolução de 0,01 %.
- Higrômetro Präzision-Faden (Alemanha) com intervalo de medida entre 0 e 100 % e precisão de 1 %.
- Cronômetro Nuclear Enterprises, USA, modelo Laboratory Timer N° 2546, com intervalo de medida de 0,001 s a 9999,99 s e precisão de $\pm 0,001$ s.

3.3 Métodos

3.3.1 Controle de Qualidade do Sistema de Referência

3.3.1.1 Repetibilidade e Reprodutibilidade de Medição

Os testes de repetibilidade e reprodutibilidade são de extrema importância para garantir que o sistema de referência esteja estável. Por meio deles pode-se verificar se a câmara de referência apresenta estabilidade em suas leituras e também se o sistema não apresenta fuga de corrente.

O primeiro consiste em realizar medições seguidas, ao longo de um tempo curto pré-determinado. Nesse caso foram realizadas dez medições seguidas, de um minuto cada.

Para realizar este procedimento a câmara foi posicionada utilizando a adaptação feita em um simulador usado em mamografia (ver tópico 4.4.1, em resultados), para garantir assim que a geometria do sistema seja sempre a mesma. Após a conexão da câmara de ionização ao eletrômetro, o sistema deve estabilizar de 30 minutos a 1 hora. Em seguida posiciona-se a fonte no suporte desenvolvido para este fim, conforme mostrado na FIG. 3.9, e espera-se mais 15 minutos. Na função coleta de carga do eletrômetro são realizadas 10 leituras de um minuto cada.

FIGURA 3.9 – Posicionamento da câmara e da fonte durante o controle

Esse procedimento é repetido dez vezes. O limite recomendado pela norma IEC 61674^[41], nesse caso, é de $\pm 1,0 \%$.

Para a realização do teste de fuga monta-se o sistema como apresentado anteriormente. Após uma irradiação de, no mínimo, um minuto com a

fonte de controle, sem zerar nem congelar a leitura no eletrômetro, retira-se a fonte e anota-se o valor de carga coletada. Após dez minutos anota-se o valor de carga mostrado no visor do eletrômetro, e repetir após mais dez minutos. Nesse caso, o limite recomendado pela norma é de 5 %. Ou seja, a corrente de fuga de um dosímetro não deve exceder 5 % da corrente de ionização produzida pela menor taxa de kerma no ar efetiva no seu intervalo de utilização.

Já o teste de reprodutibilidade consiste em realizar o teste de repetibilidade durante um longo período de tempo. O recomendado pela norma é que esse teste seja realizado mensalmente. É importante que esses testes sejam realizados para garantir que uma possível alteração na estabilidade do sistema de referência não acabe por alterar as medições realizadas pelo mesmo. O limite recomendado pela norma é de $\pm 3,0$ %.

Um cuidado importante que se deve ter em relação ao sistema de referência é quanto ao seu manuseio. Por se tratar de uma câmara sensível, esta deve, sempre que não estiver sendo utilizada, ser guardada em local adequado, com baixa umidade relativa e longe de objetos que possam acabar perfurando sua janela. O cabo de conexão também deve ser manuseado com cuidado e guardado em local adequado, de preferência nas mesmas condições da câmara de referência.

3.3.2 Determinação das Características do Feixe

3.3.2.1 Espectrometria das Qualidades WAV e WMV

Um fator que deve ser considerado na realização da espectrometria é o tempo-morto do espectrômetro. O tempo-morto é o tempo que o espectrômetro demora a processar um sinal recebido devido a uma medição e conseguir realizar outra.

Em muitos casos esse tempo é muito grande, e fica ainda maior quando se utiliza uma elevada corrente no tubo de raios X, quando o espectrômetro está muito próximo do tubo, ou quando o feixe não está suficientemente colimado. Por conta disso foi utilizada uma corrente de 0,1 mA (a menor que o sistema de raios X pode gerar), o espectrômetro foi posicionado a, aproximadamente, 2,4 metros do tubo (a maior distância possível dentro da sala)

e utilizado o colimador apresentado no tópico 3.2.5. Um esquema da montagem do sistema é apresentado na FIG. 3.10, e uma foto do mesmo na FIG. 3.11.

FIGURA 3.10 – Esquema da montagem do sistema para a realização da espectrometria

FIGURA 3.11 – Arranjo experimental utilizado na espectrometria

Para preparar o espectrômetro para realizar as medições é necessário mantê-lo refrigerado com nitrogênio líquido, que deve ser inserido no equipamento pelo menos no dia anterior ao das medições. O sistema deve então ficar estabilizando. O reservatório deve ser mantido cheio de nitrogênio líquido durante todo o período de medições.

O primeiro procedimento a ser realizado é o de calibração do espectrômetro. Isso porque o programa Maestro® coleta o espectro em função do canal, e não da energia. A calibração é feita com uma fonte de Am-241, com atividade de 0,29 MBq e picos de energia em 17,611 keV e 59,537 keV^[42], e serve

para encontrar a relação entre canal e energia, para que o espectro seja gerado em função dessa última grandeza.

Realizado esse procedimento, o espectrômetro está pronto para ser utilizado.

Para a coleta dos espectros foram colocadas, no feixe, as filtrações referentes às qualidades, tanto de Al quanto de Mo, e realizadas coletas de aproximadamente 10 (dez) minutos. Foram também feitas coletas de radiação de fundo, que foram descontados dos espectros coletados nas qualidades.

Os dados numéricos gerados pelo programa Maestro® foram colocados no programa Excel®, tratados e, posteriormente, lançados no programa Origin®, que foi utilizado para construir as curvas dos espectros. Os resultados obtidos são mostrados no tópico 4.7, em resultados.

3.3.2.2 Tensão de Pico Prático, PPV

A norma IEC 61267^[7] estabelece que o valor do PPV deve ser obtido utilizando um medidor de tensão invasivo. Porém, o TRS-457^[8] apresenta a possibilidade de se obter esse valor por meio de um medidor não-invasivo. Nesse caso, um dos instrumentos mais utilizados é o medidor não-invasivo da PTW, modelo Diavolt, porque é pequeno e relativamente fácil de usar.

Porém, no caso de mamografia, as únicas opções que esse instrumento oferece são para sistemas com alvo de molibdênio (Mo/1,5Al, Mo/0,5Al e Mo/30Mo, sendo que o símbolo antes da barra representa o material do alvo, e aquele depois da barra, o da filtração), o que não condiz com o sistema presente no LCI, que possui um tubo de raios X com alvo de W. Na FIG. 3.12 é mostrado o menu do Diavolt no qual é feita a seleção da qualidade e da combinação alvo-filtro.

FIGURA 3.12 - Display do Diavolt, mostrando a aplicação (1) e a combinação alvo-filtro (2) selecionada

Como nenhuma dessas configurações condiz com o sistema utilizado, foi necessário realizar alguns testes para saber qual dessas opções seria a mais adequada para se obter os valores de PPV nesse caso.

Para isso, o Diavolt foi posicionado à distância de um metro, que é a distância na qual as câmaras em mamografia são calibradas, e foram então realizadas as medições nas três opções de combinação alvo-filtro (Mo/1,5Al, Mo/0,5Al e Mo/30Mo). Na FIG. 3.13 é mostrado o arranjo experimental.

FIGURA 3.13 – Arranjo experimental para as medições de kVp e PPV

Após uma irradiação observam-se, no display do Diavolt, mostrado na FIG. 3.14, algumas informações, tais como a qualidade na qual ele está trabalhando (3), a combinação alvo-filtro selecionada (4), o valor de kerma no ar (5), o tempo de exposição (6) e a grandeza elétrica medida (7), que pode ser a tensão de pico (kVp) médio, a tensão de pico máximo ou o PPV.

FIGURA 3.14 - Display do Diavolt, mostrando os valores medidos.

Foi necessário, então, descobrir uma maneira de saber qual das três combinações alvo-filtro no Diavolt forneceria o valor considerado correto para esse sistema. Para isso foram coletados os valores de kVp médio, kVp máximo e PPV fornecidos por esse instrumento. O valor de kVp médio foi então comparado com o valor de kVp máximo obtido por meio da espectrometria do feixe, método este considerado primário para a obtenção desta grandeza.

Esta comparação foi feita com o valor de kVp médio, porque Lucena^[32] realizou vários testes com este aparelho, e chegou à conclusão de que o Diavolt faz, durante uma irradiação contínua, várias medições de kVp. O valor mostrado por ele como sendo a tensão de pico máxima é o maior valor obtido por Lucena^[32] nessa série de medições, e não o valor de tensão de pico que surge quando traçamos uma reta tangente no final de um espectro. Da mesma forma, o kVp médio é a média desses valores. Dessa forma, achou-se melhor utilizar os valores de kVp médio na comparação, já que assim nenhuma leitura feita pelo Diavolt seria desprezada. Estaria sendo utilizada, assim, a média de todas as medições realizadas pelo mesmo.

Foi então utilizada, primeiramente, a configuração Mo/0,5Al, que significa alvo de molibdênio e filtração total de 0,5 mm de alumínio (FIG. 3.14). Foram realizadas cinco medições de kVp máximo, kVp médio e PPV, para cada uma das tensões usadas em mamografia (25 kV, 28 kV, 30 kV e 35 kV).

Esse procedimento foi utilizado também para as outras opções de combinação alvo-filtro, Mo/1,5Al (alvo de molibdênio e filtração total de 1,5 mm de alumínio) e Mo/30Mo (alvo de molibdênio e filtração total de 30 μ m de molibdênio). Nas FIG. 3.15 e 3.16 é mostrado o display do Diavolt quando essas seleções são feitas.

FIGURA 3.15 - Display do Diavolt quando é selecionada a opção Mo/1,5Al

FIGURA 3.16 - Display do Diavolt quando é selecionada a opção Mo/30Mo

Os resultados obtidos para a tensão de pico média (kVp médio), em cada combinação utilizada, podem agora ser comparados com os valores de kVp máximo obtidos a partir da espectrometria. A opção que apresentar um valor de kVp mais próximo ao da espectrometria pode ser considerada adequada para a obtenção do valor de PPV. Se essa opção apresenta um valor de kVp que é próximo do que seria o valor de referência, então pode-se considerar que o mesmo irá ocorrer com o valor do PPV. Essa opção de combinação alvo-filtro será então utilizada para determinar o PPV em todas as tensões utilizadas em mamografia.

3.3.2.3 Mapeamento do Campo de Radiação

O mapeamento completo do campo de radiação foi realizado em conjunto com Lucena^[32].

Porém, como este trabalho trata apenas do intervalo de mamografia, cujas calibrações são realizadas com a câmara a um metro do ponto focal, o método e os resultados apresentados aqui são do mapeamento do campo a essa distância, com um colimador de 50,8 mm de diâmetro.

A câmara de ionização utilizada nesse procedimento foi uma do tipo dedal, com um volume sensível de 0,125 cm³, fabricada pela PTW, modelo 31002, série 0389 (FIG. 3.17), ligada a um eletrômetro PTW, modelo UNIDOS E, modelo 10010, série 00212 (FIG. 3.18).

FIGURA 3.17 – Câmara usada no mapeamento do campo de radiação

FIGURA 3.18 – Eletrômetro usado no mapeamento do campo

Na FIG. 3.19 é mostrada uma foto o arranjo experimental montado para a realização do mapeamento do campo de radiação.

FIGURA 3.19 – Arranjo experimental usado no mapeamento do campo

A posição da câmara foi variada na vertical e na horizontal, a cada 1 (um) centímetro, partindo do ponto no qual as calibrações são realizadas até o

ponto no qual a leitura no eletrômetro é próxima de zero. Um esquema das posições é apresentado na FIG. 3.20.

FIGURA 3.20 – Esquema do posicionamento da câmara no mapeamento do campo

Como será mostrado em detalhes no capítulo de resultados, a variação no posicionamento da câmara seguiu o esquema mostrado na FIG 3.20, já que, a partir das distâncias dos extremos, o eletrômetro mede um valor de carga muito próximo de zero.

3.3.2.4 Filtração Inerente

A filtração inerente é definida como a filtração proveniente dos materiais pelos quais o feixe de radiação deve passar antes de emergir do tubo de raios X^[8]. Nesse caso, pelo vidro da ampola, pelo líquido refrigerante e por uma fina janela de berílio (Be).

O valor da filtração inerente do sistema utilizado já foi encontrado por Franciscatto^[38], e equivale a 0,138 mmAl. Por conta disso, o procedimento que será mostrado aqui, descrito na norma ISO 4037-1^[43], não foi realizado neste trabalho. Ele será aqui descrito apenas com o objetivo de deixar claro o procedimento de todas as etapas que devem ser seguidas ao se implantar qualidades em um sistema de referência.

Para se determinar a filtração inerente deve-se posicionar a câmara na frente do feixe, sem utilizar filtração alguma, à distância de um, e realizar a coleta de cargas. Em seguida, deve-se adicionar filtros de Al, gradativamente, sempre realizando medições, até que a intensidade do feixe seja de 50 % da inicial, encontrando assim a primeira camada semi-redutora (CSR_1).

O valor encontrado para a CSR_1 deve ser comparado com os valores da tabela fornecida na norma ISO 4037-1^[43] (TAB. 3.1).

TABELA 3.1 – *Relação entre CSR e filtração inerente*^[43]

CSR (mmAl)	Filtração Inerente (mmAl)
0,33	0,25
0,38	0,30
0,54	0,40
0,67	0,50
0,82	0,60
1,02	0,80
1,15	1,00
1,54	1,50
1,83	2,00
2,11	2,50
2,35	3,00
2,56	3,50
2,75	4,00
2,94	4,50
3,08	5,00
3,35	6,00
3,56	7,00

Se for encontrada, por exemplo, após esse procedimento, uma CSR de 0,54 mmAl, então a filtração inerente do sistema é de 0,4 mmAl.

Porém, no equipamento utilizado no LCI, o valor de CSR encontrado foi de 0,1 mmAl, valor não presente na TAB. 3.1. Por conta disso, os valores presentes na tabela foram colocados num gráfico. Foi realizado um ajuste

polinomial de quinta ordem e, com a equação da curva obtida, foi encontrado o valor de 0,138 mmAl para a filtração inerente desse sistema.

3.3.2.5 Filtração Adicional

O método para a obtenção da filtração adicional, fornecido pelo TRS-457^[8], é difícil de ser compreendido na primeira leitura. Portanto, o método que será apresentado aqui é o mesmo fornecido pelo Código de Prática da AIEA^[8], porém sua aplicação foi discutida e simplificada para a implantação de qualidades em sistemas de referência, com o objetivo de torná-la mais fácil de ser entendida.

O primeiro passo é construir uma curva de atenuação. A câmara de referência é posicionada a um metro do tubo (distância de calibração), com a janela de Mylar® voltada para o feixe. Mede-se então a intensidade do feixe de radiação X sem nenhuma filtração adicional. Em seguida devem ser acrescentados, gradativamente, filtros de alumínio, de maneira que o feixe seja reduzido de 10 % em 10 %, aproximadamente, até que sua intensidade fique entre 1 % e 2 %.

Os dados são então colocados em um gráfico mono-log, com a intensidade do feixe no eixo das ordenadas e a espessura de alumínio no eixo das abscissas. Na FIG. 3.21 é mostrado um exemplo de uma curva de atenuação obtida na qualidade RQR 6, de radiodiagnóstico, retirado do próprio TRS-457^[8].

FIGURA 3.21 – Curva de atenuação obtida na qualidade RQR 6, de radiodiagnóstico^[8]

Sobre a curva deve-se construir um retângulo, como o apresentado na FIG. 3.21. Inicia-se com a construção do retângulo mostrado na FIG. 3.22, cuja largura é o valor de CSR_1 , fornecido pela norma IEC 61267, e a altura é, no eixo das ordenadas, a distância entre a primeira e a segunda divisão na escala (na FIG. 3.21, a primeira divisão é representada pelo número 0.1). Na FIG. 3.22 é mostrado o retângulo desenhado numa curva de atenuação genérica, com valores quaisquer de primeira e segunda CSR, criados apenas para ajudar na explicação do procedimento.

Poderíamos utilizar os valores fornecidos para mamografia, ao contrário de alguns que sejam aleatórios. Porém, como vimos anteriormente, a norma IEC 61267 não fornece os valores da segunda CSR (CSR_2) para mamografia. Sendo assim, foi necessário realizar uma adaptação, que será explicada em detalhes no capítulo 4. Portanto, foram utilizados valores aleatórios de CSR_1 e CSR_2 , somente para explicar o procedimento utilizado.

FIGURA 3.22 – Curva de atenuação genérica. O valor da largura do retângulo em vermelho é igual ao valor da primeira CSR

No gráfico apresentado na FIG. 3.22 foi utilizado o valor de 0,31 mmAl para a CSR_1 .

Em seguida, desenha-se a segunda parte do retângulo, com a mesma altura do primeiro, mas agora a largura da base é dada pelo valor de CSR_2 , cujo valor adotado foi de 0,44 mmAl. O resultado é mostrado na FIG. 3.23.

FIGURA 3.23 – O valor da largura do segundo retângulo é igual ao valor da segunda CSR

O próximo passo é desenhar novamente esse retângulo maior, formado pelos dois menores, e colocá-lo acima do primeiro, conforme mostrado na FIG. 3.24.

FIGURA 3.24 – Retângulo já finalizado, pronto para ser utilizado na determinação da filtração adicional

Em seguida, esse novo retângulo deve ser deslizado sobre a curva do gráfico, até que os pontos 1, 2 e 3 estejam alinhados sobre a mesma, ou o mais próximo possível, conforme mostrado na FIG. 3.25.

FIGURA 3.25 – Retângulo posicionado no local adequado, e o valor aproximado da filtração adicional pode ser determinado.

O prolongamento feito a partir da lateral esquerda do retângulo demonstra, no eixo das abscissas, o valor aproximado de filtração adicional que deve ser colocado na saída do feixe para a implantação da qualidade.

Porém esse valor encontrado é um valor aproximado, o que torna necessário a realização do chamado “ajuste fino”, para que seja encontrada a espessura exata de material que deve ser colocado na saída do feixe.

O “ajuste fino” nada mais é do que um teste de tentativa e erro. Coloca-se a filtração adicional encontrada por meio do gráfico da FIG. 3.25 e realiza-se uma série de medições da intensidade do feixe. Em seguida, adiciona-se a espessura de alumínio referente à CSR₁ fornecida pela norma, para a tensão na qual se está trabalhando, e realizam-se novas medições. A razão entre a segunda e a primeira leitura deve ser de 50 %, com uma variação máxima de $\pm 1,5$ %.

Caso a razão obtida esteja dentro deste intervalo, a filtração adicional foi determinada, e esta deve então ser utilizada nas calibrações de instrumentos.

Por outro lado, se a razão encontrada estiver fora desse intervalo, deve-se variar a filtração aos poucos, para mais ou menos, dependendo da necessidade, até que seja encontrada uma espessura que atenda ao apresentado pela norma.

3.3.2.6 Determinação das Taxas de kerma no Ar

A unidade kerma é utilizada apenas para radiação gama e X, e é definida como a energia cinética liberada na matéria por unidade de massa.

Nesse caso, a massa em questão é a de ar dentro do volume da câmara de ionização (6 cm³, no caso da câmara usada em mamografia). Por isso o nome kerma no ar. A taxa de kerma no ar $\dot{K}$ é dada pela equação 3.1:

$$\dot{K} = L_C \times F_{t,p} \times N_k \times k_Q \quad 3.1$$

no qual L_C é a leitura, em Coulomb/unidade de tempo, feita pelo eletrômetro, $F_{t,p}$ é o fator de correção para temperatura e pressão ambientais, N_k é o coeficiente de calibração da câmara, normalmente dado em Gy/C, e k_Q o fator de correção para a qualidade da radiação.

Os valores de N_k e k_Q são fornecidos pelo certificado de calibração da câmara, fornecido por um laboratório de calibração de referência.

Com relação à temperatura e pressão ambientais, como a câmara de ionização utilizada é aberta, ou seja, o ar presente dentro dela está em contato com o ar atmosférico, é necessário fazer uma correção na medição realizada pelo sistema. Assim sendo, o $F_{t,p}$ tem a função de corrigir essa leitura, levando em conta alterações na pressão atmosférica e na temperatura. O valor desse fator é dado pela equação 3.2:

$$F_{t,p} = \left(\frac{101,3}{P} \right) \times \left(\frac{(T + 273,15)}{293,15} \right) \quad 3.2$$

no qual P é a pressão atmosférica, em kPa, medida no momento e no local onde as medições foram realizadas, e T é a temperatura, em °C, medida nas mesmas condições da pressão.

Como os valores de $F_{t,p}$ e k_Q são adimensionais, a unidade da taxa de kerma no ar será sempre em Gy por unidade de tempo.

3.3.3 Implantação das Qualidades

3.3.3.1 Qualidade WAV e WMV

As qualidades WAV e WMV estão totalmente implantadas a partir do momento em que as taxas de kerma no ar, para cada uma delas, são determinadas. Essas qualidades são caracterizadas pela filtração adicional, junto com a tensão nominal aplicada no tubo, a corrente utilizada e a taxa de kerma no ar que foi determinada por meio da equação 3.1.

As qualidades WAV e WMV são a base para a implantação das qualidades WAH e WMH, WAN e WMN, WAB e WMB, que serão apresentadas mais adiante.

3.3.3.2 Qualidades WAH e WMH

Como mencionado no tópico 2.13, de fundamentos teóricos, as qualidades WAH e WMH simulam o feixe que sai do paciente, durante a realização do exame de mamografia.

No caso de um sistema de referência usado na calibração de instrumentos, é utilizada uma espessura de 2 mm de Al para simular o paciente. Para implantar as qualidades WAH e WMH, basta adicionar essa espessura de Al no feixe, mantendo a filtração adicional já determinada na WAV.

É importante ressaltar que, segundo a norma^[7], a filtração de 2 mm de Al deve ser colocada na posição onde ficaria o suporte para os testes de determinação da CSR. Nesse caso, logo depois do colimador que fica após a câmara monitora, como mostrado no arranjo experimental da FIG. 3.26.

FIGURA 3.26 – Esquema do arranjo experimental utilizado para a implantação das qualidades WAH e WMH

Com as filtrações posicionadas, e a câmara de ionização colocada a um metro de distância, são realizadas medições de carga, da mesma forma que nas WAV, e os valores obtidos são multiplicados pelo fator de correção de temperatura e pressão ambientes. Em seguida, é inserida a CSR referente à qualidade WAH na qual se está trabalhando. A razão entre as duas leituras corrigidas deve ser de $(50 \pm 1,5) \%$. Se a atenuação do feixe estiver nesse intervalo a qualidade está implantada. Caso contrário a qualidade não poderá ser implantada no sistema.

Caso a primeira condição se satisfaça, o valor médio de carga coletada, por unidade de tempo, é multiplicado pelo coeficiente de calibração e pelo fator de qualidade da radiação (equação 3.1) e a taxa de kerma no ar é então determinada.

3.3.3.3 Qualidade WAN e WMN

As qualidades WAN e WMN (qualidade de feixe estreito) são estabelecidas utilizando o simulador baseado na norma IEC 61267 (mostrado no tópico 4.4.2, em resultados). Porém, a câmara de ionização utilizada não possui rastreabilidade para essas qualidades, portanto não é possível obter a taxa de kerma no ar. Nesse caso só foram realizadas as coletas de carga.

Na FIG. 3.27, retirado da própria norma da IEC, é mostrado o arranjo experimental.

FIGURA 3.27 - Esquema do arranjo experimental utilizado para a implantação das qualidades WAN e WMN

Infelizmente, as distâncias do arranjo disponível no LCI não possibilitam se utilizar as distâncias do arranjo mostrado. Dessa forma, foram utilizados colimadores diferentes para compensar esse fato. O importante é conseguir um campo, na posição da câmara, de 20 mm de diâmetro. Utilizando o

método matemático de semelhança de triângulos foi possível realizar essa adaptação.

3.3.3.4 Qualidade WAB e WMB

As qualidades WAB e WMB (qualidade de feixe estreito) são estabelecidas utilizando o mesmo simulador das qualidades WAN e WMN. Na FIG. 3.28, também retirado e adaptado da própria norma^[7], é mostrado um esquema do arranjo experimental para as medições nessa qualidade, sugerido pela IEC^[7].

FIGURA 3.28 - Esquema do arranjo experimental utilizado para a implantação das qualidades WAB e WMB

Assim como na situação anterior, foi necessária uma adaptação para que o campo de radiação na posição da câmara fosse de 80 mm de diâmetro. O

método de semelhança de triângulos foi novamente utilizado. Nesse caso também foi feita apenas a coleta das cargas.

3.3.5 Determinação do coeficiente de homogeneidade

O coeficiente de homogeneidade h é a razão entre CSR_1 e CSR_2 . Ele nos dá certa informação sobre a largura do espectro de raios X. Seu valor está entre 0 e 1, sendo que valores mais altos indicam um espectro mais estreito. Valores típicos de h para feixes usados em radiodiagnóstico estão entre 0,7 e 0,9^[8].

Para a realização desse procedimento é necessário montar o arranjo experimental representado na FIG. 3.29.

FIGURA 3.29 – Esquema do arranjo experimental utilizado na obtenção da primeira e segunda CSR

Na posição indicada por “camada semi-redutora”, na FIG. 3.29, deve-se ir adicionando, gradativamente, espessuras de Al, e construir uma curva de atenuação, como aquela utilizada na obtenção da filtração adicional.

Tomando essa curva como base é possível encontrar o valor de CSR_2 , sendo que essa é a diferença entre a espessura de Al necessária para se reduzir a intensidade do feixe a um quarto da inicial ($d_{1/4}$) e a CSR_1 . Ou seja,

$$CSR_2 = d_{1/4} - CSR_1 \quad 3.3$$

Tendo em mãos os valores de CSR_1 e CSR_2 , para cada qualidade implantada, pode-se então obter o valor do coeficiente de homogeneidade do feixe, dado pela equação 3.4.

$$h = \frac{CSR_1}{CSR_2} \quad 3.4$$

3.3.7 Energia Efetiva do Feixe

Os feixes de radiação X utilizados em radiologia diagnóstica são feixes heterogêneos. Isto é, nele são encontrados fótons de diversas energias. Isso porque, na interação dos elétrons com o anodo, qualquer um dos efeitos já apresentados (radiação característica e de Bremsstrahlung) pode ocorrer.

Por conta disso, é bastante comum, nesse caso, trabalhar com o conceito de energia efetiva, que é definida como a energia de um feixe heterogêneo com a CSR igual à de um feixe monoenergético^[10].

Para se obter o valor dessa energia é necessária a utilização de equações e tabelas presentes na literatura^[15,44].

O primeiro passo para a determinação da energia efetiva do feixe é obter o valor de μ (coeficiente de atenuação) do material usado para atenuar o

feixe (nesse caso, o alumínio), para cada qualidade. Para isso utiliza-se a equação 3.5.

$$I = I_0 e^{-\mu \cdot x} \quad 3.5$$

no qual I_0 é a intensidade do feixe sem filtração nenhuma e I é sua intensidade após a colocação de uma espessura x de material atenuador.

Quando se trabalha com a CSR, a equação 3.5 fica conforme apresentado a seguir (equação 3.6), lembrando que, nesse caso, a intensidade do feixe é diminuída à metade da inicial:

$$\frac{I_0}{2} = I_0 e^{-\mu \cdot CSR} \quad 3.6$$

Assim, aplicando logaritmo neperiano (ln) nos dois termos da equação 3.6 e rearranjando-a, tem-se:

$$\mu = \frac{\ln 2}{CSR} \quad 3.7$$

O próximo passo é obter a razão μ/ρ , no qual ρ é a massa específica do material, e pode ser encontrado em livros ou tabelas específicas^[15]. É a partir desta razão que se obtém a energia efetiva.

No website do *National Institute of Standards and Technology* (NIST)^[44], é apresentado o gráfico que relaciona a razão μ/ρ com a energia efetiva. Esse mesmo gráfico é mostrado na FIG. 3.30.

FIGURA 3.30 – Curva que relaciona a razão μ/ρ , em cm^2/g , com a energia do fóton, em MeV (linha contínua). A linha tracejada utiliza o valor de μ_{en} (coeficiente de absorção de energia) ao invés de μ , mas o procedimento a ser realizado é o mesmo^[44].

Juntamente com esse gráfico o NIST fornece a tabela utilizada na sua construção, fazendo a associação entre a razão μ/ρ e a respectiva energia efetiva^[44]. Comparando a razão encontrada com os valores fornecidos pelo NIST é possível determinar a energia efetiva do feixe de radiação X, para cada qualidade implantada.

3.3.8 Estimativa das Incertezas

3.3.8.1 Base Teórica

As incertezas de medições realizadas em um laboratório são estimadas tendo como base dois tipos de avaliação: incerteza do tipo A e do tipo B. Os cálculos necessários e as considerações que devem ser feitas para estimar essas incertezas são fornecidos pelo Guia para a Expressão da Incerteza de Medição (GUM), traduzido e adaptado pelo INMETRO^[45].

As incertezas do tipo A são aquelas estimadas por métodos estatísticos^[46]. O desvio padrão e o desvio padrão da média são exemplos desse tipo de incerteza.

Para se obter o desvio padrão u_i de uma série de medições realizadas utiliza-se a equação 3.5,

$$u_i = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2} \quad 3.5$$

No qual,

n é o número de medições realizadas

y_i é o valor medido

$\bar{y}$ é a média desses valores.

O desvio padrão caracteriza a dispersão dos valores y_i em torno de sua média $\bar{y}$ ^[45].

Já o desvio padrão da média quantifica quão bem $\bar{y}$ estima a esperança μ_y de y ^[45], ou seja, ele nos mostra o quão distante a média das medições realizadas está do valor esperado, e é obtido dividindo-se o desvio padrão, calculado na equação 3.5, por $\sqrt{n}$ (raiz quadrada do número de medições realizadas).

Por outro lado, a incerteza do tipo B é um método de avaliação da incerteza por outros meios que não a análise estatística. Ela é avaliada por julgamento científico, baseando-se em todas as informações disponíveis sobre a possível variabilidade de X_i (grandeza de entrada qualquer). O conjunto de informações pode incluir especificações do fabricante, dados fornecidos em certificados de calibração e outros certificados etc^[45].

Em outras palavras, as incertezas do tipo B estão relacionadas com as limitações e características do instrumento utilizado, tal como resolução, fator de calibração entre outros.

As incertezas de tipo A e B fazem parte de distribuições de probabilidades que indicam a probabilidade de um determinado evento medido se encontrar nesse intervalo de incerteza^[32].

Elas podem ser correlacionadas por uma incerteza denominada incerteza combinada (u_c), que se trata de um desvio padrão estimado, e caracteriza a dispersão dos valores que poderiam, razoavelmente, ser atribuídos ao mensurando^[45]. Essa incerteza é obtida por meio da equação 3.6.

$$u_c = \sqrt{\sum_{i=1}^n (u_i)^2} \quad 3.6$$

no qual $\sum_{i=1}^n (u_i)^2$ é o somatório de todas as incertezas associadas às medições realizadas.

Além disso, é necessário também estimar a incerteza expandida (u_e), a partir da incerteza combinada.

A incerteza expandida fornece um intervalo, em torno do resultado da medição, com o qual se espera abranger uma extensa fração da distribuição de valores que poderiam ser razoavelmente atribuídos ao mensurando^[45], ou seja, um intervalo, dentro de uma distribuição, no qual seria possível encontrar o valor medido.

A incerteza expandida U é dada multiplicando-se a incerteza combinada u_c por um fator de abrangência k , conforme mostrado na equação 3.7.

$$U = u_c \times k \quad 3.7$$

O fator de abrangência k deve ser escolhido de acordo com certas características da distribuição à qual a variável utilizada obedece.

No caso das incertezas do tipo A, na qual se tem um conjunto de medições em que y é uma variável aleatória normalmente distribuída, com esperança μ_y , e $\bar{y}$ é a média aritmética de n observações independentes, sendo $u(\bar{y})$ seu desvio padrão, então a distribuição da variável $t = (\bar{y} - \mu_y) / s(\bar{y})$ é a *distribuição-t*, ou *distribuição de Student*, com $\nu = n - 1$ graus de liberdade^[45].

Nesse trabalho foram realizadas medições com 5 e 10 repetições, dependendo do procedimento utilizado. Assim sendo, os graus de liberdade são 4 e 9. Utilizando a tabela para a distribuição-t, apresentada no guia do INMETRO, e em alguns livros de estatística, e adotando um nível de confiança de 95 % (95 % de chance de que o valor verdadeiro esteja dentro da incerteza calculada), tem-se dois valores para o fator de abrangência ($k = 2,78$ para $n = 5$, e $k = 2,26$ para $n = 10$).

Já para as incertezas do tipo B, segundo esse mesmo guia, só é possível encontrar o valor de k quando se conhece perfeitamente a distribuição de probabilidade de cada grandeza de entrada, e se estas distribuições forem combinadas para se obter a distribuição da grandeza de saída. As estimativas de entrada x_i e suas incertezas padrão $u(x_i)$ são, por si mesmas, inadequadas a este propósito.

Assim sendo, tendo os valores das incertezas de tipo A e tipo B, que serão apresentadas no próximo tópico, é possível estimar as incertezas de todas as medições realizadas neste trabalho.

3.3.8.2 Incertezas neste Trabalho

Para determinar as incertezas finais apresentadas nesse trabalho foram levantadas as incertezas do tipo B dos instrumentos aqui utilizados. O resultado desse levantamento é apresentado na TAB. 3.2, que foi montada tomando como base as tabelas de incertezas apresentadas por Lucena^[32].

TABELA 3.2 – Fontes de incertezas do tipo B utilizadas para a determinação das incertezas dos resultados encontrados

Fonte de incerteza	Incerteza
Câmara de ionização de referência (Calibração)	0,96 %
Eletrômetro de referência (Resolução)	--- ¹
Câmara de ionização – mapeamento (Calibração)	± 2%
Eletrômetro – mapeamento (Resolução)	± 0,5%
Eletrômetro – mapeamento (Calibração)	± 0,5%
Régua de aço (Resolução)	± 0,05 cm
Termômetro (Resolução)	± 0,0025 °C
Barômetro (Resolução)	0,01 %
Barômetro (Calibração)	0,01 %
Cronômetro (Resolução)	± 0,001 s
Diavolt (Resolução – kVp e PPV)	± 1 %
Diavolt (Calibração)	± 2 %
Espessura das Filtrações (micrômetro)	± 0,01 mm

Pode-se observar na TAB. 3.2 que não foi apresentada a incerteza em relação à resolução do eletrômetro de referência. Isso porque a resolução deste instrumento varia dependendo da escala utilizada. Na TAB. 3.3 é mostrada essa variação.

TABELA 3.3 – Resolução do eletrômetro Keithley de acordo com a escala utilizada

Escala utilizada	Resolução
2 nC	10 fC
20 nC	100 fC
200 nC	1 pC
2 µC	10 pC

¹ A resolução varia dependendo da escala utilizada. Ver TAB. 3.3.

Utilizando os valores das incertezas do tipo B, o desvio padrão de cada série de medições realizadas e as equações apresentadas anteriormente foi possível estimar as incertezas presentes nesse trabalho.

Para cada caso será informado o número de medições realizadas, juntamente com o fator de abrangência utilizado. Os cálculos não serão apresentados em detalhes, já que se tratam apenas da aplicação das equações mostradas neste capítulo.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Controle de Qualidade da Câmara de Ionização

4.1.1 Teste de Repetibilidade e Reprodutibilidade

Após a calibração da câmara de ionização de referência para mamografia, esta foi submetida aos testes de repetibilidade e reprodutibilidade. Foram realizados 20 testes. O maior desvio padrão percentual obtido nos testes de repetibilidade foi de 0,66 %, sendo que o limite recomendado é 1 %^[41].

Já no teste de reprodutibilidade, o maior desvio foi de 1,9 %, estando abaixo do limite aceitável de 3 %, como mostrado na FIG. 4.1^[41].

FIGURA 4.1 – Resultado obtido no teste de reprodutibilidade para a câmara de referência. As linhas tracejadas são os limites aceitáveis.

As incertezas aqui foram estimadas utilizando o fator de abrangência $k = 2,26$ (para 10 medições). A incerteza do tipo A considerada foi o desvio padrão das leituras realizadas, e as do tipo B foram a resolução e calibração (quando aplicável) do barômetro, termômetro e eletrômetro. Para sua estimativa final foram utilizadas as equações de incerteza combinada e expandida.

Para os testes de corrente de fuga, também foi usada como referência a norma IEC 61674, que apresenta o limite de 5,0 % nesse caso. Durante os testes, o sistema apresentou uma variação de, no máximo, 0,19 %.

4.2 Mapeamento do Campo

O procedimento utilizado foi o apresentado no tópico 3.3.2.3, de materiais e métodos. Foram realizadas medições nos pontos indicados, e calculado o número relativo de cargas coletadas, comparando com aquelas coletadas no ponto zero (centro do campo). O gráfico com o resultado encontrado, deslocando-se a câmara horizontalmente, é mostrado na FIG. 4.2.

FIGURA 4.2 – Mapeamento do campo variando a câmara horizontalmente.

Na FIG. 4.2 pode-se observar que existe um pequeno deslocamento do campo para o lado positivo. Isso pode ser resultado de uma possível inclinação do tubo de raios X dentro da blindagem.

Na FIG. 4.3 é mostrado o resultado obtido quando a câmara é deslocada verticalmente.

FIGURA 4.3 – Mapeamento do campo variando a câmara verticalmente.

Assim como na FIG. 4.2, na FIG. 4.3 também se pode observar um deslocamento do campo. Uma maior intensidade deste pode ser notada na região positiva.

Esse deslocamento do campo em relação ao ponto de referência (zero), pode ser por causa de algum desvio no posicionamento do tubo dentro da blindagem. Acredita-se que essa variação na simetria do campo não seja resultado do efeito anódico, já que este foi corrigido por Maia^[39] em seu trabalho de doutorado. Porém, como a câmara possui um volume relativamente pequeno (de 6 cm³), e o diâmetro da região na câmara onde está localizado o volume sensível é de aproximadamente 4,4 cm, essa variação na intensidade do campo não afeta a medição, já que com o laser que é utilizado para posicionar a câmara, esta dificilmente estará fora do campo de radiação.

4.3 Valores encontrados de kVp e PPV

Conforme foi explicado no tópico 3.3.2.2, em materiais e métodos, foi necessário realizar um teste comparativo para que pudesse ser identificada qual configuração do Diavolt seria a mais adequada para se medir o PPV. Neste tópico serão apresentados todos os resultados obtidos nesse teste, e também os valores encontrados utilizando a configuração tida como a mais adequada para esse sistema.

Na TAB. 4.1 são mostrados os valores obtidos utilizando a configuração Mo/0,5Al (alvo de Mo e filtração adicional de 0,5 mmAl), comparados com os valores encontrados por meio da espectrometria^[32]. As incertezas das medições do Diavolt foram estimadas utilizando $k = 2,78$, uma vez que foram realizadas, em cada caso, 5 medições. Já as incertezas referentes à espectrometria foram estimadas por Lucena^[32], e o método utilizado pode ser encontrado em sua dissertação de mestrado.

TABELA 4.1 - Valores de tensão obtidos para a configuração Mo/0,5Al, à distância de um metro.

Tensão Nominal (kV)	Medidor Diavolt			Espectrômetro	Variação* (%)
	kVp max (kV)	kVp med (kV)	PPV (kV)	Tensão máxima (kV)	
25	28,4 ± 1,8	27,9 ± 1,7	27,3 ± 1,7	26,23 ± 1,41	5,88
28	31,7 ± 2,0	31,2 ± 1,9	30,7 ± 1,9	29,21 ± 0,97	6,37
30	34,0 ± 2,1	33,5 ± 2,1	33,0 ± 2,1	31,20 ± 0,49	6,86
35	39,6 ± 2,5	39,1 ± 2,4	38,5 ± 2,4	36,23 ± 0,72	7,24

* Variação entre o valor de kVp med fornecido pelo Diavolt e a tensão máxima obtida na espectrometria

Na TAB. 4.2 são apresentados os valores obtidos utilizando a configuração Mo/1,5Al (alvo de Mo e filtração total de 1,5 mmAl), também comparados com os valores encontrados por meio da espectrometria.

TABELA 4.2 - Valores de tensão obtidos para a configuração Mo/1,5Al, à distância de um metro.

Tensão Nominal (kV)	Medidor Diavolt			Espectrômetro	Variação* (%)
	kVp max (kV)	kVp med (kV)	PPV (kV)	Tensão máxima (kV)	
25	26,4 ± 1,6	26,1 ± 1,6	25,7 ± 1,6	26,23 ± 1,41	0,50
28	29,2 ± 1,8	28,9 ± 1,8	28,5 ± 1,8	29,21 ± 0,97	1,06
30	31,0 ± 1,9	30,8 ± 1,9	30,4 ± 1,9	31,20 ± 0,49	1,28
35	35,6 ± 2,2	35,2 ± 2,2	35,0 ± 2,5	36,23 ± 0,72	2,84

* Variação entre o valor de kVp med fornecido pelo Diavolt e a tensão máxima obtida na espectrometria

E, na TAB. 4.3, são apresentados os valores obtidos utilizando a configuração Mo/30Mo (alvo de Mo e filtração de 30 μ mMo), comparados com os valores obtidos por meio da espectrometria.

TABELA 4.3 - Valores de tensão obtidos para a configuração Mo/30Mo, à distância de um metro.

Tensão Nominal (kV)	Medidor Diavolt			Espectrômetro	Variação*
	kVp max (kV)	kVp med (kV)	PPV (kV)	Tensão máxima (kV)	
25	31,5 $\pm$ 2,0	31,0 $\pm$ 1,9	30,4 $\pm$ 1,9	26,23 $\pm$ 1,41	15,39
28	34,5 $\pm$ 2,1	34,1 $\pm$ 2,1	33,6 $\pm$ 2,1	29,21 $\pm$ 0,97	14,34
30	36,5 $\pm$ 2,3	36,1 $\pm$ 2,2	35,6 $\pm$ 2,2	31,20 $\pm$ 0,49	13,57
35	-	-	-	36,23 $\pm$ 0,72	-

* Variação entre o valor de kVp med fornecido pelo Diavolt e a tensão máxima obtida na espectrometria

Os resultados mostraram que existe uma diferença significativa entre as diferentes configurações do aparelho. Nas TAB. 4.1, 4.2 e 4.3 são mostrados os valores obtidos de acordo com as diferentes opções de filtração inseridas no Diavolt, e a variação observada quando se comparam esses valores com os resultados encontrados a partir da espectrometria.

Pode-se observar que, na tensão de 35 kV, para a opção Mo/30Mo, não são apresentados os valores encontrados. Isso porque, quando é utilizada a opção para mamografia no Dialvolt, este passa a operar na faixa de tensão de 22 kV a 40 kV^[47]. Qualquer medição realizada fora desse intervalo é dada como “valor fora de escala”. Nessa tensão, e utilizando essa configuração, o Diavolt mediu tensões acima de 40 kV, por isso ele não forneceu os valores medidos. Isso mostra que as medições estariam bem acima do esperado para esta tensão (em torno de 35 kV).

Os resultados mostram que existe uma variação de aproximadamente 15,4 %, na tensão de 25 kV, entre os valores fornecidos pelo Diavolt e aqueles obtidos pela espectrometria, quando é utilizada a opção Mo/30Mo. Quando comparamos as leituras de kVp médio fornecidas nas opções Mo/30Mo e Mo/1,5Al, temos uma variação de até 15,81 %.

Isso mostra uma dependência muito grande do Diavolt em relação a essa opção. Porém, como o manual fornecido pelo fabricante é insuficiente em relação às informações sobre o princípio de funcionamento do Diavolt, fica difícil entender a razão dessa grande dependência.

O importante nesse caso é verificar essa diferença nos valores e procurar qual a melhor opção para se usar. Como foi mencionado no início, nenhuma das opções de configuração do Diavolt condiz com o sistema presente no LCI. Mas, com esses testes, foi possível identificar qual a melhor opção a ser utilizada nesse caso.

Na configuração Mo/1,5Al, os valores de kVp médio medidos pelo Diavolt são próximos dos obtidos por meio da espectrometria (variação máxima de 2,84 %). Assim, pode-se dizer que essa configuração é a mais adequada para ser utilizada nesse sistema, já que o valor apresentado pelo aparelho é o mais próximo do valor de referência.

Portanto, concluiu-se que os valores de PPV obtidos nessa configuração são os mais próximos daquilo que seria o valor real. De agora em diante, sempre que for necessário realizar a medição de PPV nesse sistema de radiação X, com o Diavolt, a opção alvo-filtração mais adequada é a Mo/1,5Al.

Sabendo qual a melhor configuração para ser utilizada nesse sistema foi necessário realizar um segundo teste, com o objetivo de esclarecer uma outra dúvida; não existe um consenso a respeito de qual a distância mais adequada na qual o Diavolt deve ser posicionado para se realizar as medições. Alguns autores sugerem que este instrumento seja colocado logo na saída do tubo de raios X^[48]. Outros acreditam que ele deve ser posicionado à mesma distância na qual as calibrações são realizadas. Lucena^[32], em testes realizados nesse mesmo sistema, mostrou que a melhor distância é a meio metro.

Pensando nisso foi realizado então uma comparação, nas tensões de mamografia, e utilizando a opção Mo/1,5Al, para descobrir qual seria a melhor distância para se posicionar o Diavolt. A configuração do sistema é a mesma apresentada no tópico 3.3.2.2, em materiais e métodos, utilizando as distâncias de 0,5 metro (TAB. 4.4) e um metro (TAB. 4.2). Os valores obtidos variando a distância foram novamente comparados com o resultado da espectrometria.

TABELA 4.4 – Valores de tensão encontrados à distância de 0,5 metro, utilizando a opção Mo/1,5Al do Diavolt.

Tensão Nominal (kV)	kVp máximo (kV)	kVp médio (kV)	PPV (kV)	kVp máximo Espectrometria (kV)	Variação* (%)
25	25,8 ± 1,6	25,7 ± 1,6	25,5 ± 1,6	26,23 ± 1,41	1,98
28	28,7 ± 1,8	28,5 ± 1,8	28,3 ± 1,8	29,21 ± 0,97	2,43
30	30,5 ± 1,9	30,3 ± 1,9	30,2 ± 1,9	31,20 ± 0,49	2,88
35	34,9 ± 2,2	34,7 ± 2,2	34,5 ± 2,1	36,23 ± 0,72	4,22

* Variação entre o valor de kVp med fornecido pelo Diavolt e a tensão máxima obtida na espectrometria

Os resultados mostram que, nesse caso, a distância mais adequada para se realizar essas medições é a de um metro. Nessa distância, a maior diferença entre o valor obtido utilizando o Diavolt e o valor da espectrometria é de 2,84 %, ao passo que na distância de 0,5 metro a diferença chega a 4,22 %.

Com os resultados obtidos conclui-se que a melhor maneira de se medir os valores de kVp máximo, kVp médio e PPV é utilizando a opção Mo/1,5Al no Diavolt, à distância de um metro. Na TAB. 4.5 são mostrados os resultados obtidos nessas condições.

TABELA 4.5 – Valores de kVp e PPV obtidos utilizando a opção adequada (Mo/1,5Al e distância de um metro).

Tensão Nominal (kV)	kVp máximo (kV)	kVp médio (kV)	PPV (kV)
25	26,4 ± 1,6	26,1 ± 1,6	25,7 ± 1,6
28	29,2 ± 1,8	28,9 ± 1,8	28,5 ± 1,8
30	31,0 ± 1,9	30,8 ± 1,9	30,4 ± 1,9
35	35,6 ± 2,2	35,2 ± 2,2	35,0 ± 2,5

4.4 Simuladores Desenvolvidos

Neste trabalho foram desenvolvidos dois simuladores para mamografia; um baseado no código de prática da AIEA, o TRS-457, e outro baseado na norma IEC 61267. As características de ambos, inclusive suas aplicações, serão apresentadas a seguir.

4.4.1 Simulador baseado no TRS-457

O simulador apresentado pelo TRS-457 é utilizado para realizar o controle de qualidade em mamógrafos. Ele é formado por placas semi-circulares, sendo que a base possui uma largura de 200 mm, e o raio da semi-circunferência é de 100 mm.

O material utilizado na confecção desse simulador foi o Polimetilmetacrilato (PMMA), material relativamente barato, de fácil manuseio, e possui um fator de retroespalhamento similar ao da mama^[8]. Além disso, 45 mm desse material é capaz de reproduzir uma mama padrão de 50 mm de espessura e glandularidade de 50 %^[8].

Um esquema com as dimensões da placa principal é apresentado na FIG. 4.4.

FIGURA 4.4 – Dimensões das placas principais do simulador. Todas as dimensões apresentadas estão em milímetros (mm).

Os orifícios presentes nas extremidades do simulador são adaptações feitas com a intenção de mantê-lo bem fixo, já que por cada um deles passa um

pino que não permite que as placas do simulador deslizem. A incerteza é de 0,01 mm para as dimensões 5,95 mm e 4,00 mm, e de 1 mm, para as dimensões 200 mm e 100 mm. É importante ressaltar que esses dois últimos valores são aqueles fornecidos pelo TRS 457, e devem ser seguidos. Os outros dois (dimensões dos orifícios) fazem parte das adaptações criadas no simulador, e podem ser alteradas.

Duas outras modificações feitas nesse simulador são dois encaixes, um para a câmara de referência e outro para a fonte de controle, para ser utilizado nos testes de repetibilidade e reprodutibilidade. Com isso pode-se garantir que a geometria câmara-fonte seja constante, e qualquer alteração que possa ocorrer nos resultados desses testes não é em razão de um possível mau posicionamento do sistema.

Na FIG. 4.5 é mostrado um esquema da peça na qual a câmara é posicionada. As dimensões apresentadas também estão em mm, com uma incerteza de 0,01 mm.

FIGURA 4.5 – Esquema da placa na qual a câmara é posicionada, tanto para os testes de estabilidade quanto para medições realizadas no mamógrafo. As dimensões são dadas em mm.

Essa placa, na qual a câmara de referência fica bem fixada, pode ser posicionado acima, abaixo ou mesmo no meio das outras, possibilitando determinação de dose em diferentes profundidades da mama. Para isso, basta posicionar as placas na configuração desejada e utilizar os pinos para mantê-las unidas.

A placa da FIG. 4.5 pode ser usada em conjunto com a da FIG. 4.6, utilizada para impedir uma possível queda da câmara de referência.

FIGURA 4.6 – Placa com um pequeno prolongamento na base usado para impedir uma possível queda da câmara de referência.

A placa esquematizada na FIG. 4.6 possui as mesmas dimensões daquela mostrada na FIG. 4.5, porém sem o recorte para o encaixe da câmara. Essas duas placas juntas garantem que a câmara de referência mantenha-se imóvel, mantendo assim a geometria do sistema, e impedindo que ela caia.

Um outro diferencial desse simulador é uma placa que possui um recorte para o posicionamento da fonte radioativa. Esta pode ser colocada neste orifício, e assim é possível garantir que ela esteja posicionada sempre no mesmo local. Na FIG. 4.7 é mostrado um esquema das dimensões dessa placa. As dimensões apresentadas também estão em mm, com incertezas de 0,01 mm.

FIGURA 4.7 – Dimensões da placa desenvolvida para o posicionamento da fonte de controle.

Quando as placas são colocadas umas sobre as outras, os orifícios presentes nas extremidades das placas se alinham, e por dentro de cada um deles passa o pequeno pino de sustentação. Dessa forma é possível garantir uma excelente reprodutibilidade na geometria do sistema durante os testes de controle da câmara (FIG. 4.8) e também em testes no mamógrafo.

FIGURA 4.8 – Câmara e fonte posicionadas no simulador para a realização dos testes de estabilidade.

A diferença entre o simulador apresentado neste trabalho e aquele mostrado no TRS-457 é que cada placa do primeiro possui 5 mm de espessura, ao passo que o segundo é formado por placas de 10 mm.

Optou-se por construir um simulador com placas menos espessas porque, com isso, ter-se-ia a possibilidade de trabalhar com um número maior de espessuras de mama, mesmo que a idéia inicial apresentada pelo TRS-457 seja de se utilizar uma espessura total fixa, de 45 mm. Na FIG. 4.9 é mostrada uma foto do simulador.

FIGURA 4.9 – *Simulador desenvolvido em PMMA, baseado naquele apresentado pelo TRS 457.*

4.4.2 Simulador baseado na IEC 61267

O simulador apresentado pela norma IEC 61267 foi utilizado para a implantação das qualidades WAB e WMB (qualidade de feixe largo) e WAN e WMN (qualidade de feixe estreito). Ele também foi confeccionado em PMMA, e é formado por 9 placas de 5 mm de espessura cada, 120 mm de largura e 80 mm de comprimento, conforme apresentado no esquema na FIG. 4.10. Na FIG. 4.11 é mostrada uma foto desse simulador.

FIGURA 4.10 – Dimensões de cada uma das placas do simulador desenvolvido conforme apresentado na norma IEC 61267.

FIGURA 4.11 – Foto do simulador desenvolvido em acrílico, nas dimensões apresentadas pela norma IEC 61267.

4.5 Determinação das Qualidades

Para a implantação das qualidades de mamografia foram utilizados, para a filtração adicional, dois materiais: o Alumínio (Al) e o Molibdênio (Mo). Foi decidido trabalhar com os dois materiais porque, dessa forma, o LCI pode fornecer mais opções de calibração para seus clientes. Além disso, novos mamógrafos estão surgindo no mercado. Agora é possível encontrar esses equipamentos não apenas com alvo de Mo e filtração adicional de Mo e Ródio (Rh), mas também existem alguns com alvo de Tungstênio (W) e filtração adicional de Al.

Porém, como mencionado anteriormente, a norma IEC 61267 não apresenta a possibilidade de se implantar as qualidades de mamografia em sistemas com alvo de W. Ela estabelece que tanto o alvo do tubo quanto a filtração adicional devem ser de Mo. Não existe menção sobre a implantação dessas qualidades em sistemas com outras configurações alvo-filtro. E justamente por conta disso ela não fornece o valor da CSR para esse tipo de sistema, somente para aqueles com alvo de Mo. Dessa forma, dependendo apenas da norma da IEC, não seria possível a implantação dessas qualidades nesse sistema.

Como alternativa, foram utilizadas como referência as qualidades de radiação implantadas no laboratório de padronização primária alemão Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB)^[9]. As qualidades de mamografia foram implantadas pelo PTB utilizando sistemas de radiação X tanto com alvo de molibdênio quanto com alvo de tungstênio, e diferentes materiais para filtração adicional (alumínio, molibdênio, ródio, paládio e prata). Isso se tornou de grande ajuda, porque fornece a possibilidade de se implantar essas qualidades em sistemas cujo anodo do tubo de raios X não seja de molibdênio. Na TAB. 4.6 são mostradas algumas das qualidades de feixe de entrada implantadas pelo PTB em um sistema com alvo de W e filtração de Al. Uma lista completa das calibrações oferecidas pelo PTB, em mamografia, é apresentada no anexo B.

TABELA 4.6 – Qualidade de mamografia implantadas pelo PTB em um sistema com alvo de W e filtração de Al.

Qualidade	Tensão no tubo (kV)	Filtração Total (mmAl)	CSR (mmAl)	Taxa de kerma no ar (mGy/min)
WAV 25	25	0,5	0,35	0,34
WAV 28	28	0,5	0,40	0,46
WAV 30	30	0,5	0,43	0,54
WAV 35	35	0,5	0,51	0,75

As CSR encontradas pelo PTB foram utilizadas como referência para a implantação das qualidades no sistema do LCI, por meio do procedimento apresentado no capítulo 3.

4.5.1 Utilização de Filtros de Al

O método adotado para se encontrar as filtrações adicionais para cada qualidade, utilizando filtros de alumínio, é o apresentado anteriormente, baseado no TRS-457, por meio do gráfico de atenuação e do retângulo desenhado sobre o mesmo.

Porém, nem o PTB nem a norma da IEC fornecem o valor de CSR_2 referente às qualidades de mamografia. No caso de radiodiagnóstico, a IEC 61267 fornece CSR_1 e os coeficientes de homogeneidade (h) para cada qualidade. A partir desses coeficientes, e da CSR_1 , é possível encontrar a CSR_2 , por meio da relação $h = CSR_1/CSR_2$. Mas no caso da mamografia, nem mesmo esses coeficientes são fornecidos.

Por isso foi necessário realizar uma adaptação, que consiste simplesmente em utilizar apenas a primeira parte do retângulo apresentado para encontrar a filtração adicional.

E essa adaptação é válida por uma razão muito simples: esse procedimento nos fornece apenas um valor aproximado da filtração adicional. O ajuste fino deve sempre ser realizado, independente da precisão que se consiga com o gráfico ao posicionar o retângulo sobre o mesmo.

4.5.1.1 Qualidade WAV 25

Para a qualidade WAV 25, a curva de atenuação foi construída aplicando no tubo uma tensão de 25 kV, e então adicionando as placas de alumínio gradativamente, conforme o apresentado em materiais e métodos.

Em seguida, foi desenhado o retângulo, utilizando a CSR fornecida pelo PTB, que nesse caso é de 0,35 mmAl. O gráfico é apresentado na FIG. 4.12.

FIGURA 4.12 - Curva de atenuação a 25 kV, 10 mA e $CSR_1 = 0,35$ mmAl.

Pelo gráfico apresentado na FIG. 4.12 pode-se observar que a filtração adicional é algo próximo de 0,56 mmAl, com uma redução na intensidade do feixe, após a inserção da CSR, de aproximadamente 49,59 %. Realizando o ajuste fino foi encontrada uma filtração adicional de 0,57 mmAl, com uma redução de 50,31 %. Como essa última está mais próxima dos 50 %, a filtração utilizada foi a de 0,57 mmAl.

4.5.1.2 Qualidade WAV 28

Para a implantação da qualidade WAV 28, foi aplicada no tubo uma tensão de 28 kV. Nesse caso, o valor da CSR fornecida pelo PTB é de 0,40 mmAl. A curva de atenuação e o retângulo construído são apresentados na FIG. 4.13.

FIGURA 4.13 – Curva de atenuação a 28 kV, 10 mA e $CSR_1 = 0,40$ mmAl.

Na FIG. 4.13 pode-se observar que a filtração adicional seria de, aproximadamente, 0,6 mmAl. Porém, ao introduzir essa filtração no sistema, juntamente com a respectiva CSR, notou-se uma redução na intensidade do feixe fora do estabelecido pela norma. Realizado o ajuste fino encontrou-se uma filtração adicional de 0,57 mmAl, que apresentou, ao colocar-se a CSR, uma redução de 49,86 %.

4.5.1.3 Qualidade WAV 30

Para a qualidade WAV 30 foi aplicada uma tensão de 30 kV. O valor para a CSR, fornecida pelo PTB, para essa qualidade, é de 0,43 mmAl. A curva de atenuação e o respectivo retângulo são apresentados na FIG. 4.14

FIGURA 4.14 – Curva de atenuação a 30 kV, 10 mA e $CSR_1 = 0,43 \text{ mmAl}$

Na FIG. 4.14 observa-se que a filtração encontrada seria de, aproximadamente, 0,58 mmAl. Após o ajuste fino verificou-se que essa filtração é a mais adequada nesse caso, reduzindo a intensidade do feixe, após a inserção da CSR, em 49,92%.

4.5.1.4 Qualidade WAV 35

Na qualidade WAV 35, a tensão aplicada no tubo foi de 35 kV. Segundo o PTB, a CSR para essa qualidade tem um valor de 0,51 mmAl. Na FIG. 4.15 é mostrada a curva de atenuação e o retângulo construído.

FIGURA 4.15 – Curva de atenuação a 35 kV, 10 mA e $CSR_1 = 0,51 \text{ mmAl}$

Na FIG. 4.15 observa-se um valor para a filtração adicional de aproximadamente 0,62 mmAl. Após o ajuste fino notou-se que esse valor seria o mais adequado, já que, ao inserir a CSR, obtêm-se uma redução de 50,06 % na intensidade do feixe.

Na TAB. 4.7 são mostrados os resultados obtidos em todas as qualidades WAV. As espessuras de material atenuador foram medidas utilizando o micrômetro. Assim, elas possuem uma incerteza de $\pm 0,01 \text{ mm}$.

TABELA 4.7 – Valores encontrados para a filtração adicional de Al e respectiva redução na intensidade do feixe

Tensão (kV)	Filtração adicional encontrada (mmAl)	CSR - PTB (mmAl)	Redução (%)
25	0,57	0,35	$50,3 \pm 1,2$
28	0,57	0,40	$49,9 \pm 0,7$
30	0,58	0,43	$49,9 \pm 0,8$
35	0,62	0,51	$50,1 \pm 0,8$

4.5.1.5 Determinação dos valores de k_Q

Como mostrado anteriormente em materiais e métodos, o k_Q , fator de correção para a qualidade de radiação Q, é um valor adimensional, fornecido pelo laboratório padrão quando a câmara é calibrada. Para cada qualidade na qual o aparelho é calibrado existe um valor de k_Q . No caso da qualidade de referência, que no caso de mamografia é aquela cuja tensão utilizada é de 28 kV, esse valor é igual a 1 (um). Baseado nessa qualidade o laboratório padrão calcula o k_Q para as demais.

A câmara de referência usada nesse trabalho foi calibrada nas qualidades WMV, WMH, WAV, WAH, MMV (RQR-M) e MMH (RQA-M), nas tensões de 28 kV e 35 kV. Porém, foram também implantadas essas qualidades nas tensões de 25 kV e 30 kV, mas como não houve calibração nessas últimas por parte do laboratório padrão, o k_Q para cada uma delas não foi fornecido.

Por conta disso tornou-se necessário, para obter esses valores para essas qualidades, a realização de um procedimento, que consiste em construir um gráfico do valor de k_Q em função da CSR, e por meio de um ajuste feito a partir dos valores já conhecidos encontrar os restantes.

Segundo o certificado de calibração da câmara (anexo A), os valores de k_Q são de 1,000 para a qualidade WAV 28 (referência) e 1,002 para a qualidade WAV 35. A partir daí foi construído o gráfico mostrado na figura 4.16.

FIGURA 4.16 – Ajuste realizado para a determinação dos valores de k_Q nas qualidades WAV

A equação do ajuste linear, fornecida pelo Excel®, é $y = 0,0184x + 0,9926$.

Em outros trabalhos^[38,48], o cálculo do k_Q foi feito ajustando-se, ao invés de uma reta, um polinômio de grau 5, para que houvesse uma maior precisão no valor obtido a partir da equação dessa curva. Porém, nos dois trabalhos citados, foram implantadas qualidades de radiodiagnóstico, e a câmara utilizada possuía rastreabilidade para mais de duas qualidades.

No caso presente aqui, a rastreabilidade existe para somente duas qualidades. Assim, qualquer ajuste que fosse feito entre esses dois pontos geraria uma reta. Por isso, por uma questão de facilidade, foi feito um simples ajuste linear, e a equação dessa reta pode ser utilizada para se determinar os valores de k_Q que não foram fornecidos pelo laboratório padrão.

Dessa forma, utilizando a equação $y = 0,0184x + 0,9926$ (no qual $y = k_Q$ e $x = \text{CSR}$), podemos encontrar esses valores, e determinar as taxas de kerma no ar em todas as qualidades. Na TAB. 4.8 são mostrados os resultados obtidos. Nesse caso não foi possível estimar as incertezas dos valores de k_Q , uma vez que o laboratório primário, no certificado de calibração da câmara, forneceu apenas a incerteza do produto $k_Q \times N_k$.

TABELA 4.8 – Valores de k_Q encontrados para as qualidades WAV a partir da equação do ajuste linear

Tensão (kV)	Filtração adicional (mmAl)	CSR - PTB (mmAl)	k_Q
25	0,57	0,35	0,999
28	0,57	0,40	1,000
30	0,58	0,43	1,001
35	0,62	0,51	1,002

4.5.1.6 Determinação das Taxas de kerma no Ar

Encontradas as filtrações adicionais para cada uma das tensões utilizadas, juntamente com os valores de k_Q , foi possível determinar as taxas de kerma no ar, a partir da equação 3.1, apresentada no tópico 3.3.2.6. em materiais e métodos. O coeficiente de calibração da câmara, para essas qualidades, fornecido pelo PTB, é $N_K = 4,806 \times 10^6 \text{ Gy/C}$.

Na TAB 4.9 são apresentadas as taxas de kerma no ar obtidas nas qualidades WAV. Os valores na coluna “leitura corrigida” são aquelas feitas no eletrômetro, em nC/min, multiplicadas pelos correspondentes fatores de correção de temperatura e pressão.

TABELA 4.9 – Taxas de kerma no ar determinadas para as qualidades WAV

Qualidade	Tensão (kV)	Filtração adicional (mmAl)	Leitura corrigida (nC/min)	k_Q	$\dot{k}$ (mGy/min)	$\dot{k} - \text{PTB}$ (mGy/min)
WAV 25	25	0,57	$4,830 \pm 0,046$	0,999	$23,19 \pm 0,66$	20,4
WAV 28	28	0,57	$6,440 \pm 0,044$	1,000	$30,95 \pm 0,85$	27,6
WAV 30	30	0,58	$7,392 \pm 0,049$	1,001	$35,56 \pm 0,98$	32,4
WAV 35	35	0,62	$9,504 \pm 0,044$	1,002	$45,77 \pm 1,24$	45,0

As incertezas das leituras levaram em conta o desvio padrão de 10 leituras realizadas no eletrômetro e as resoluções e incertezas de calibração no barômetro e no termômetro. Para a incerteza da taxa de kerma no ar foram consideradas as incertezas de calibração (0,96 %) e das leituras corrigidas.

Com a determinação das taxas de kerma no ar, as novas qualidades de mamografia utilizando alvo de W com filtração adicional de Al, WAV, foram implantadas, e calibrações nessas qualidades já podem ser realizadas.

4.5.1.7 Determinação das Qualidades WAH

Para implantar as qualidades WAH (feixes de saída) basta adicionar, à filtração já encontrada nas WAV, um filtro com espessura de 2 mmAl. É importante lembrar que essa filtração deve ser adicionada na mesma posição na qual é adicionada a CSR.

Foi realizado o teste com a CSR para verificar se a redução estava dentro do intervalo de $(50 \pm 1,5) \%$. Os resultados são mostrados na TAB. 4.10.

TABELA 4.10 – Reduções na intensidade do feixe quando adicionada a filtração de 2 mmAl.

Tensão (kV)	Filtração adicional (mmAl)	CSR - PTB (mmAl)	Redução (%)
25	0,57 + 2	0,73	52,7 $\pm$ 0,5
28	0,57 + 2	0,88	51,9 $\pm$ 0,7
30	0,58 + 2	0,97	52,4 $\pm$ 0,9
35	0,62 + 2	1,21	50,8 $\pm$ 0,7

Os resultados mostram que, considerando as incertezas, é possível implantar as qualidades referentes às tensões de 28 kV, 30 kV e 35 kV, já que apenas elas ficaram dentro do intervalo exigido pela norma. Porém, é importante deixar claro que, no caso da tensão de 30 kV, foi considerado o menor valor que a redução pode assumir, ou seja, $(52,4 - 0,9) \%$, esta estaria no limite da norma, que é de, no máximo, 51,5 %. Ainda assim essa qualidade foi considerada implantada, mas seria necessária uma atenção maior ao lidar com ela.

O próximo passo foi encontrar os valores de k_Q , para a determinação da taxa de kerma no ar para essas qualidades. O procedimento utilizado foi o mesmo apresentado anteriormente, e na FIG. 4.17 é apresentado o ajuste realizado.

FIGURA 4.17 – Ajuste realizado para a determinação dos valores de k_Q nas qualidades WAH

A equação da reta obtida, fornecida pelo Excel®, é $y = 0,0272x + 0,9761$ ($y = k_Q$ e $x = \text{CSR}$). Inserindo nessa equação os valores de CSR fornecidos pelo PTB tem-se os valores de k_Q , apresentados na TAB. 4.11.

TABELA 4.11 – Valores de k_Q encontrados para as qualidades WAH a partir da equação do ajuste linear

Tensão (kV)	Filtração adicional (mmAl)	CSR - PTB (mmAl)	k_Q
28	0,57 + 2	0,88	1,000
30	0,58 + 2	0,97	1,002
35	0,62 + 2	1,21	1,009

Com os valores de k_Q foi possível calcular as taxas de kerma no ar e completar a implantação das qualidades WAH. O fator de calibração para essa condição, fornecido pelo laboratório padrão, é $N_K = 4,815 \times 10^6 \text{ Gy/C}$, e os valores da taxa de kerma no ar são mostrados na TAB. 4.12.

TABELA 4.12 – Taxa de kerma encontrada para as qualidades WAH

Qualidade	Tensão (kV)	Filtração adicional (mmAl)	Leitura corrigida (nC/min)	k_Q	$\dot{k}$ (mGy/min)	$\dot{k}$ - PTB (mGy/min)
WAH 28	28	0,57 + 2	629,1 ± 7,3	1,000	3,029 ± 0,088	2,602
WAH 30	30	0,58 + 2	839,4 ± 3,9	1,002	4,048 ± 0,110	3,629
WAH 35	35	0,62 + 2	1476,7 ± 20,2	1,009	7,176 ± 0,214	6,760

As incertezas foram estimadas da mesma maneira que nas qualidades WAV.

Determinadas as taxas de kerma, as qualidades WAH 28, WAH 30 e WAH 35 podem ser utilizadas para calibrar e testar câmaras de ionização.

4.5.1.8 Determinação das Qualidades WAN

Para a determinação das qualidades WAN, o sistema deve ser montado conforme apresentado no tópico 3.3.3.3, de materiais e métodos.

Mas, na realidade, essa qualidade não pôde ser implantada, uma vez que a câmara não foi calibrada nela. As únicas coisas que puderam ser realizadas foram a coleta de carga e, no caso das qualidades WAB, a comparação do comportamento do sistema utilizando-se os dois simuladores desenvolvidos, possibilitando a realização de estudos mais adiante.

O arranjo foi montado, conforme esquema apresentado em materiais e métodos, e uma foto do mesmo é apresentada na FIG.4.18.

FIGURA 4.18 – Arranjo montado para a implantação das qualidades WAN e WMN

O simulador foi posicionado entre os dois colimadores. Por não haver um suporte específico para ele foi necessário utilizar fita adesiva para mantê-lo fixo na posição correta (FIG. 4.19).

FIGURA 4.19 – Simulador posicionado com o auxílio de fita adesiva

Não foi possível utilizar as mesmas distâncias apresentadas pela norma, uma vez que o primeiro colimador está posicionado a uma distância fixa

de 363 mm do alvo. Porém, utilizando colimadores presentes no laboratório, foi possível criar uma abertura de campo de 20 mm na posição da câmara. Para isso foi posicionado, à distância de 363 mm, um colimador com abertura de 12,8 mm de diâmetro. Logo depois, o simulador e, em seguida, um colimador regulável, cuja abertura foi ajustada em 14 mm de diâmetro. Um esquema do arranjo é apresentado na FIG. 4.20.

FIGURA 4.20 – Esquema do arranjo experimental utilizado na determinação das qualidades WAN e WMN

Com o sistema pronto, e a filtração de Al posicionada, foram realizadas as medições. Foram coletadas cargas a cada 30 segundos, durante 5 minutos, resultando em 10 medições ($k = 2,26$). Os valores médios para cada qualidade são apresentados na TAB. 4.13.

TABELA 4.13 – Cargas coletadas nas qualidades WAN

Tensão (kV)	Filtração adicional (mmAl)	Leitura corrigida (pC/min)
25	0,57	208,8 ± 1,4
28	0,57	365,8 ± 1,2
30	0,58	487,2 ± 2,4
35	0,62	823,5 ± 5,0

Por causa de dificuldades com o posicionamento do simulador, nesse caso não foi possível realizar as medições com o simulador baseado no TRS-457. Portanto, os valores acima são referentes às qualidades WAN utilizando o simulador da norma da IEC.

4.5.1.9 Determinação das Qualidades WAB

Para a determinação das qualidades WAB, o sistema foi montado conforme mostrado no tópico 3.3.3.4, em materiais e métodos.

Assim como na qualidade WAN, essa qualidade também não foi implantada, já que também não existe rastreabilidade para a câmara utilizada.

Para a montagem do arranjo experimental, como na WAN, foi necessário fazer um cálculo para encontrar o colimador adequado, de acordo com as distâncias entre os equipamentos que, mais uma vez, são diferentes daquelas colocadas pela norma da IEC. Verificou-se então que o melhor colimador a ser utilizado seria o de 48 mm, posicionado a 363 mm do alvo. Ter-se-ia assim, na posição a ser colocada a câmara padrão, um campo de 80 mm de diâmetro.

Uma foto do arranjo experimental é mostrada na FIG. 4.21.

FIGURA 4.21 – Arranjo experimental usado na implantação das qualidades WAB e WMB

Na FIG. 4.22 é mostrado um esquema do arranjo experimental.

FIGURA 4.22 – Esquema do arranjo experimental utilizado para a implantação das qualidades WAB e WMB

Foram coletadas 10 leituras de carga, a cada 30 segundos. Os valores médios para cada qualidade são apresentados na TAB. 4.14.

TABELA 4.14 – Resultado das coletas de carga das qualidades WAB utilizando o simulador da IEC

Tensão (kV)	Filtração adicional (mmAl)	Leitura corrigida (pC/min)
25	0,57	787,5 ± 11,3
28	0,57	1401,3 ± 6,2
30	0,58	1880,7 ± 15,7
35	0,62	3234,9 ± 23,3

Foram realizadas também medições utilizando o simulador baseado no TRS-457. Com o mesmo arranjo experimental e a mesma metodologia, as cargas foram coletas. Os resultados são mostrados na TAB. 4.15.

TABELA 4.15 - Resultado das coletas de carga das qualidades WAB utilizando o simulador do TRS

Tensão (kV)	Filtração adicional (mmAl)	Leitura corrigida (pC/min)
25	0,57	771,2 ± 7,5
28	0,57	1373,1 ± 5,8
30	0,58	1845,1 ± 8,6
35	0,62	3189,7 ± 18,2

A partir dos resultados pode-se concluir que ambos os simuladores podem ser utilizados nesse procedimento já que, apesar de possuírem dimensões e formatos diferentes, eles possuem a mesma espessura, e o diâmetro do campo de radiação é menor do que a largura de cada um deles.

4.5.2 Utilização de Filtros de Mo

Foram também implantadas as qualidades de mamografia utilizando filtros de molibdênio (Mo). Isso porque, na grande maioria das vezes, em um exame de mamografia, o mamógrafo possui alvo e filtração desse material. A intenção aqui foi analisar o comportamento do sistema quando utilizamos um tubo com alvo de W e filtração de Mo, em termos da energia do feixe e seu espectro.

O TRS-457 não apresenta um procedimento específico para a determinação da filtração adicional utilizando filtro de Mo, e não foi encontrada uma maneira de adaptar o método do retângulo para esse caso. A melhor maneira encontrada para se determinar essa filtração foi por meio da tentativa e erro, já que o LCI não possui uma grande variedade de filtros de Mo. Além disso, alguns materiais presentes na literatura^[10,14] sugerem espessuras de filtração desse material que podem ser utilizados em sistemas semelhantes.

4.5.2.1 Determinação da Filtração Adicional

O procedimento para a determinação da filtração adicional foi colocar folhas de Mo no feixe de radiação e testar a CSR apresentada pelo PTB, até que fosse obedecida a condição de que a redução na intensidade do feixe, quando colocada a CSR, fosse de $(50 \pm 1,5) \%$.

Começou-se com a espessura de 0,06 mmMo, isso porque, segundo apresentado por Bushong^[14], esta é a espessura utilizada em mamógrafos que possuem anodo de W. Além disso, essa foi a filtração utilizada por Guerra^[10], em sua tese de doutorado, ao implantar qualidades de mamografia em um sistema semelhante a esse.

Para a tensão de 25 kV, a redução na intensidade do feixe, utilizando a filtração de 0,06 mmMo, foi de 47,73 %, o que está fora do intervalo da norma. Já com a filtração de 0,07 mmMo a redução foi de 50,16 %. Essa mesma espessura foi testada para as outras tensões, e verificou-se que ela é a mais adequada. A TAB. 4.16 apresenta as filtrações encontradas e as reduções obtidas.

TABELA 4.16 - Valores encontrados para a filtração adicional de Mo e respectiva redução na intensidade do feixe

Tensão (kV)	Filtração adicional encontrada (mmMo)	CSR - PTB (mmAl)	Redução (%)
25	0,07	0,36	50,2 ± 1,1
28	0,07	0,37	50,1 ± 1,4
30	0,07	0,38	50,4 ± 0,9
35	0,07	0,41	49,9 ± 0,9

Utilizando a filtração de 0,07 mmMo em todas as tensões encontrou-se uma redução que está de acordo com a norma da IEC. Assim, essa é espessura que deve ser utilizada ao realizar calibrações em mamografia com esse material.

4.5.2.2 Determinação dos Valores de k_Q

Assim como no caso em que foi utilizada filtração de Al, aqui a câmara também foi calibrada em duas qualidades, WMV 28 e WMV 35. Por conta disso também foi necessário realizar um cálculo para a obtenção dos valores de k_Q para as outras qualidades.

O procedimento utilizado foi o mesmo, colocando os valores de k_Q fornecidos no certificado de calibração da câmara em um gráfico e adicionando uma linha de tendência. Aqui também foi realizado um ajuste linear, já que o certificado forneceu dois valores de k_Q , e mais uma vez, qualquer ajuste que fosse realizado resultaria em uma reta. Na FIG. 4.23 é mostrado o ajuste feito para essa condição.

FIGURA 4.23 – Ajuste realizado para a determinação dos valores de k_Q nas qualidades WAV

Na TAB. 4.17 são mostrados os valores de k_Q obtidos a partir do gráfico.

TABELA 4.17 – Valores de k_Q encontrados para as qualidades WMV a partir da equação do ajuste linear

Tensão (kV)	Filtração adicional (mmAl)	CSR - PTB (mmAl)	k_Q
25	0,07	0,36	0,9998
28	0,07	0,37	1,000
30	0,07	0,38	1,0003
35	0,07	0,41	1,001

4.5.2.3 Determinação das Taxas de kerma no Ar

Com os valores de k_Q foi possível calcular as taxas de kerma no ar para as qualidades que utilizam filtração adicional de Mo, utilizando a equação 3.1, apresentada em materiais e métodos. A TAB. 4.18 mostra os valores encontrados, utilizando o coeficiente de calibração $N_k = 4,798 \times 10^6$ Gy/C.

TABELA 4.18 - Taxas de kerma no ar determinadas para as qualidades WMV

Tensão (kV)	Filtração adicional (mmMo)	Leitura corrigida (nC/min)	k_Q	$\dot{k}$ (mGy/min)	$\dot{k}$ - PTB (mGy/min)
25	0,07	1,023 ± 0,010	0,9998	9,78 ± 0,27	8,40
28	0,07	1,275 ± 0,034	1,000	12,20 ± 0,36	10,80
30	0,07	1,453 ± 0,016	1,0003	13,83 ± 0,38	12,00
35	0,07	1,867 ± 0,031	1,001	17,97 ± 0,50	15,60

Com a determinação dos valores de taxa de kerma no ar as qualidades de feixe de entrada, utilizando filtração adicional de Mo, estão implantadas.

4.5.2.4 Determinação das Qualidades WMH

O procedimento para a determinação das qualidades WMH é o mesmo das qualidades WAH. Uma filtração de 2 mmAl deve ser posicionada no feixe, no local onde são posicionadas as filtrações para a realização dos testes com CSR. A filtração de 0,07 mmMo, determinada na WMV, deve ser posicionada na saída do tubo.

Na TAB. 4.19 são mostrados os resultados obtidos na redução da intensidade do feixe, quando a CSR é adicionada.

TABELA 4.19 – Reduções na intensidade do feixe quando adicionada a filtração de 2 mmAl.

Tensão (kV)	Filtração adicional		CSR - PTB (mmAl)	Redução (%)
	(mmMo)	(mmAl)		
25	0,07	2	0,56	51,6 ± 0,7
28	0,07	2	0,61	51,9 ± 0,8
30	0,07	2	0,68	51,3 ± 0,8
35	0,07	2	0,93	50,7 ± 0,3

Observando as reduções mostradas na TAB. 4.19 conclui-se que, considerando as incertezas estimadas, todas as qualidades podem ser implantadas. Assim, como o certificado não forneceu os valores de k_Q para as qualidades referentes às tensões de 25 kV e 30 kV, somente para as de 28 kV e 35 kV, foi necessário utilizar o procedimento apresentado anteriormente para obtê-los. Na FIG. 4.24 é apresentado o gráfico utilizado para a determinação desse valor.

FIGURA 4.24 - Ajuste realizado para a determinação dos valores de k_Q nas qualidades WMH

A equação da reta ajustada é $y = 0,0281x + 0,9828$. A partir dela obtemos o valor de k_Q que estava faltando, mostrado na TAB. 4.20.

TABELA 4.20 – Valores de k_Q encontrados para as qualidades WMH a partir da equação do ajuste linear

Tensão (kV)	Filtração adicional		CSR - PTB (mmAl)	k_Q
	(mmMo)	(mmAl)		
25	0,07	2	0,56	0,999
28	0,07	2	0,61	1,000
30	0,07	2	0,68	1,002
35	0,07	2	0,93	1,009

Foi possível então determinar as taxas de kerma no ar, utilizando a equação 3.1, e assim estabelecer essas qualidades. Na TAB. 4.21 são mostrados os resultados obtidos, com um coeficiente de calibração $N_k = 4,792 \times 10^6 \text{ Gy/C}$.

TABELA 4.21 – Valores de taxa de kerma encontrada para as qualidades WMH

Qualidade	Tensão (kV)	Filtração adicional		Leitura corrigida (pC/min)	k_Q	$\dot{k}$ (mGy/min)	$\dot{k}$ - PTB (mGy/min)
		(mmMo)	(mmAl)				
WMH 25	25	0,07	2	$98,2 \pm 0,9$	0,999	$0,470 \pm 0,013$	0,432
WMH 28	28	0,07	2	$140,1 \pm 1,5$	1,000	$0,671 \pm 0,019$	0,629
WMH 30	30	0,07	2	$176,2 \pm 0,9$	1,002	$0,845 \pm 0,023$	0,796
WMH 35	35	0,07	2	$306,2 \pm 1,3$	1,009	$1,470 \pm 0,040$	1,408

Com as taxas de kerma no ar determinadas, as qualidades WMH 30 e WMH 35 foram implantadas nesse sistema, e outras câmaras já podem ser calibradas e/ou testadas nelas.

4.5.2.5 Determinação das Qualidades WMN

O trabalho realizado em cima das qualidades WMN foi o mesmo daquele realizado utilizando filtro de Al, com o mesmo simulador e arranjo experimental. Assim como mostrado anteriormente, essa qualidade não foi totalmente implantada. Foi apenas realizada a coleta das cargas com o objetivo de analisar o comportamento do sistema. Na TAB 4.22 são mostrados os valores obtidos.

TABELA 4.22 – Cargas coletadas nas qualidades WMN

Tensão (kV)	Filtração adicional (mmMo)	Leitura corrigida (pC/min)
25	0,07	61,2 ± 0,7
28	0,07	86,1 ± 0,6
30	0,07	107,1 ± 0,4
35	0,07	177,3 ± 0,8

Como o arranjo experimental é o mesmo, aqui também não foi possível realizar medições com o simulador do TRS-457, em razão de dificuldades no posicionamento do mesmo.

4.5.2.6 Determinação das Qualidades WMB

Foi também realizada a coleta de cargas das qualidades WMB (filtração de Mo). Nesse caso foi possível utilizar os dois simuladores. Na TAB. 4.23 são mostrados os resultados obtidos com o simulador da IEC e, na TAB. 4.24, aqueles obtidos com o simulador do TRS-457.

TABELA 4.23 – Resultado das coletas de carga das qualidades WAB utilizando o simulador da IEC

Tensão (kV)	Filtração adicional (mmMo)	Leitura corrigida (pC/min)
25	0,07	229,7 ± 1,2
28	0,07	325,3 ± 2,7
30	0,07	407,8 ± 2,3
35	0,07	693,9 ± 4,9

TABELA 4.24 – Resultado das coletas de carga das qualidades WAB utilizando o simulador do TRS

Tensão (kV)	Filtração adicional (mmMo)	Leitura corrigida (pC/min)
25	0,07	223,8 ± 0,8
28	0,07	318,0 ± 1,4
30	0,07	397,6 ± 2,8
35	0,07	679,4 ± 5,6

Mais uma vez, como era esperado, não houve diferença significativa entre os resultados obtidos quando utilizamos esses dois simuladores (foi obtida uma diferença máxima de 2,7 %, na tensão de 25 kV). Provavelmente, nesse caso, essa pequena variação ocorreu pela mesma razão apresentada anteriormente, já que a única diferença entre os dois sistemas é a filtração utilizada.

4.6 Determinação do Coeficiente de Homogeneidade

Utilizado o procedimento apresentado no tópico 3.3.5, em materiais e métodos, pode-se construir as curvas de atenuação e, dessa forma, obter a CSR_2 .

Apenas com o objetivo de exemplificar os resultados foi apresentada, na FIG. 4.25, a curva de atenuação da qualidade WAV 25.

FIGURA 4.25 – Curva de atenuação da qualidade WAV 25

Obtendo a curva de atenuação para todas as qualidades foi possível determinar a CSR_2 e o coeficiente de homogeneidade. Na TAB. 4.25 são mostrados os valores encontrados utilizando a filtração de Al e, na TAB. 4.26, utilizando o Mo.

TABELA 4.25 – Valores de coeficiente de homogeneidade encontrados para as qualidades com filtração adicional de Al

Qualidade	Tensão (kV)	Filtração adicional	CSR_1 (mmAl)	CSR_2 (mmAl)	h
		(mmAl)			
WAV 25	25	0,57	0,35	0,51	0,686
WAV 28	28	0,57	0,40	0,60	0,667
WAV 30	30	0,58	0,43	0,67	0,642
WAV 35	35	0,62	0,51	0,84	0,607

TABELA 4.26 – Valores de coeficiente de homogeneidade encontrados para as qualidades com filtração adicional de Mo

Qualidade	Tensão (kV)	Filtração adicional	CSR_1 (mmAl)	CSR_2 (mmAl)	h
		(mmMo)			
WMV 25	25	0,07	0,36	0,45	0,800
WMV 28	28	0,07	0,37	0,47	0,787
WMV 30	30	0,07	0,38	0,49	0,776
WMV 35	35	0,07	0,41	0,52	0,788

A partir das tabelas apresentadas pode-se perceber que os feixes são mais homogêneos quando é utilizada a filtração de Mo. Provavelmente isso ocorre em virtude do efeito de borda-k, que faz com que o espectro obtido quando essa filtração é utilizada seja mais estreito.

4.7 Espectrometria das Qualidades WAV e WMV

Dentre todos os procedimentos realizados, comparando os materiais utilizados como filtração adicional, a espectrometria foi a que apresentou o resultado mais interessante.

Aqui foram comparados os espectros do sistema de radiação X presente no LCI sem nenhuma filtração, e com filtração adicional de Mo e Al, procurando identificar melhor de qual forma cada um desses materiais influencia no espectro de energia que chega ao paciente. Na FIG. 4.26, retirada da tese de doutorado de Künzel^[49], são apresentados os espectros obtidos em um sistema com alvo de Mo (curva tracejada) e em um sistema com alvo de W (curva contínua), sem nenhuma filtração adicional.

FIGURA 4.26 – Espectro gerado por um sistema com alvo de W (linha contínua) e de Mo (linha tracejada)^[49]

Pode-se observar uma nítida diferença entre os dois espectros. Aquele gerado por um sistema com alvo de Mo apresenta dois picos característicos, um com energia aproximada de 19,5 keV, e o outro com energia aproximada de 17,5 keV. Já aquele gerado por um alvo de W apresenta dois picos de energias baixas que quase não aparecem nessa figura. A espectrometria foi então realizada com

o objetivo de comparar os resultados obtidos no LCI com aqueles apresentados pela literatura, além de entender melhor como se comporta o feixe de radiação X que chega ao paciente, em um exame de mamografia.

Utilizando o procedimento já apresentado no tópico 3.3.2.1 de materiais e métodos foi realizada, primeiramente, a espectrometria do feixe direto, em todas as principais tensões usadas em mamografia (25 kV, 28 kV, 30 kV e 35 kV). O resultado é mostrado na FIG. 4.27.

FIGURA 4.27 – Espectros gerados pelo sistema de radiação X utilizado neste trabalho

Os picos presentes nesse espectro são os picos característicos de baixa energia do W^[50]. É importante notar que, no maior deles, a contagem por minuto varia de, aproximadamente, 3500 até algo em torno de 6000.

Na FIG. 4.28 é apresentado o espectro do mesmo sistema, quando são acrescidos a espessura de 0,57 mmAl (curva preta) e de 0,07 mmMo (curva vermelha).

FIGURA 4.28 – Espectros das qualidades WAV 25 e WMV 25

No gráfico mostrado na FIG. 4.28 pode-se observar uma grande diminuição na contagem dos picos de baixa energia do W; de aproximadamente 3500 contagens, mostrado na FIG. 4.27, para a tensão de 25 kV e sem nenhuma filtração, para algo menor do que 125 contagens, quando utilizada filtração de Al, e menos de 75, quando usada a filtração de Mo. Isso mostra que esses filtros são eficientes para barrar fótons de baixa energia. Isso é importante porque esses fótons dificilmente penetram no tecido da mama. A grande maioria deles não passa pela pele, e grande parte de sua energia, senão toda ela, fica depositada nessa região do corpo, aumentando a dose superficial no paciente.

Outro fato que pode ser notado é a queda brusca no número de contagens, na região dos fótons com energia de 20 keV, quando é utilizada a filtração de Mo. Esse efeito foi identificado como sendo o efeito de borda-k (do inglês, *k-edge*), e é de extrema importância na mamografia, já que nesse caso os fótons de alta energia atravessam o corpo do paciente quase sem interagir, diminuindo a nitidez da imagem mamográfica.

Os espectros das demais qualidades foram obtidos, e os resultados são mostrados nas FIG. 4.29, 4.30 e 4.31.

FIGURA 4.29 – Espectros das qualidades WAV 28 e WMV 28

FIGURA 4.30 – Espectros das qualidades WAV 30 e WMV 30

FIGURA 4.31 – Espectros das qualidades WAV 35 e WMV 35

O efeito de borda-k pode ser mais facilmente observado no espectro apresentado na FIG. 4.31, assim como a redução dos fótons de baixa energia.

A partir dos espectros obtidos, juntamente com aqueles teóricos, apresentados na FIG. 4.26, é possível entender o motivo da utilização de alvos de Mo em exames de mamografia. Como a mama é constituída basicamente de tecido glandular, tecido fibroso e gordura, a energia necessária para se conseguir uma imagem de alto contraste e baixo ruído é baixa^[22,23]. Por isso é utilizado, na mamografia, um alvo de Mo, que pode ser combinado com uma filtração adicional de Mo ou Ródio (Rh). Com isso está garantida uma grande emissão de radiação característica de baixa energia (17,4 keV a 19,8 keV)^[23]. Dessa maneira se tem uma grande quantidade de fótons nessa faixa de energia, tornando possível assim uma imagem nítida, e com menor exposição do paciente à radiação.

Assim, pode-se dizer que, no caso da mamografia, o melhor filtro a ser utilizado é o de Mo, em especial se o tubo utilizado possuir um alvo de W, visto que o Al, embora reduza os picos de baixa energia do W, não absorve os fótons de energias mais altas.

4.8 Determinação da Energia Efetiva

Seguindo o procedimento apresentado no tópico 3.3.7, foram determinadas as energias efetivas dos feixes diretos e atenuados das qualidades de mamografia. Primeiramente foram calculados os valores de μ utilizando as CSR fornecidas pelo PTB para cada uma das qualidades.

Os valores encontrados foram então divididos pela massa específica do Al ($\rho = 2,699 \text{ g/cm}^3$). Os resultados obtidos foram comparados com os apresentados na tabela do NIST^[44].

Porém, é muito difícil encontrar nessa tabela um valor igual àquele obtido a partir desses cálculos, e foi exatamente isso que aconteceu no presente caso. Por conta disso foi necessário realizar um procedimento alternativo.

Sabia-se, baseando-se em outros trabalhos e publicações^[9,10], que a energia efetiva dos fótons em um sistema de radiação X usado em mamografia, nas tensões apresentadas nesse trabalho, está entre 14 keV e 25 keV. Pode-se observar no gráfico da FIG. 3.30 (capítulo 3) que os pontos referentes a essa faixa energética apresentam uma tendência linear.

Esses pontos foram então utilizados para se montar um outro gráfico (FIG. 4.32), no qual foi realizado um ajuste, para que fosse então possível obter os valores de energia para o sistema utilizado.

FIGURA 4.32 – Ajuste realizado nos pontos retirados da tabela fornecida pelo NIST para obtenção da energia efetiva do feixe.

É importante destacar que, nesse gráfico, a escala é logarítmica tanto na abscissa quanto na ordenada. Portanto, um simples ajuste linear geraria, nesse caso, uma curva. Assim, foi utilizado para o ajuste uma função do tipo “ExpDec 2”, presente como opção no Origin® 8.0. Nesse ajuste, o programa gera a curva mostrada acima, cuja equação é a seguinte (equação 4.1):

$$y = A1 \cdot \exp(-x/t1) + A2 \cdot \exp(-x/t2) + y0 \quad 4.1$$

Os valores dos parâmetros, juntamente com a respectiva incerteza, fornecida pelo Origin®, são apresentados na TAB. 4.27.

TABELA 4.27 – Valores dos parâmetros da equação fornecida pelo Origin® no ajuste exponencial mostrado na FIG. 4.32

Parâmetro	Valor	Incerteza
y0	0,29757	0,0277
A1	633,10382	44,9821
t1	2,77845	0,08632
A2	27,84462	3,97565
t2	8,5271	0,44314

Com a equação apresentada, e conhecendo seus parâmetros, foi possível determinar a energia efetiva do feixe a partir da CSR, simplesmente substituindo o valor encontrado de μ/ρ na equação fornecida.

Porém, como pode ser observado, essa equação não é resolvida de maneira trivial, quando é inserido o valor de y e pretende-se encontrar o valor de x. Por conta disso, a maneira mais fácil de se encontrar o valor da energia é, no momento em que se for ajustar a curva no Origin®, fazer com que esse seja feito utilizando um grande número de pontos (por volta de 50000). Assim, utilizando a ferramenta *Data Reader*, pode-se posicionar o ponteiro do mouse sobre a curva e obter os valores de x e y para um determinado ponto.

Utilizando esse procedimento foi possível determinar os valores de energia efetiva de todas as qualidades. Os resultados obtidos, para as qualidades diretas e atenuadas, utilizando filtros de Al e Mo, são mostrados nas TAB. 4.28, 4.29, 4.30 e 4.31.

TABELA 4.28 – Resultados obtidos na razão μ/ρ e energia efetiva para as qualidades WAV.

Qualidade	Tensão (kV)	Filtração adicional (mmAl)	CSR (mmAl)	μ/ρ (cm ² /g)	Energia efetiva (keV)
WAV 25	25	0,57	0,35	7,338	15,41 ± 5,99
WAV 28	28	0,57	0,40	6,421	16,12 ± 6,27
WAV 30	30	0,58	0,43	5,973	16,51 ± 6,41
WAV 35	35	0,62	0,51	5,036	17,50 ± 6,80

TABELA 4.29 – Resultados obtidos na razão μ/ρ e energia efetiva para as qualidades WMV.

Qualidade	Tensão	Filtração adicional	CSR	μ/ρ	Energia Efetiva
	(kV)	(mmMo)	(mmAl)	(cm ² /g)	(keV)
WMV 25	25	0,07	0,36	7,134	15,56 ± 6,05
WMV 28	28	0,07	0,37	6,941	15,70 ± 6,10
WMV 30	30	0,07	0,38	6,758	15,84 ± 6,16
WMV 35	35	0,07	0,41	6,264	16,25 ± 6,32

TABELA 4.30 – Resultados obtidos na razão μ/ρ e energia efetiva para as qualidades WAH.

Qualidade	Tensão	Filtração adicional	CSR	μ/ρ	Energia Efetiva
	(kV)	(mmAl)	(mmAl)	(cm ² /g)	(keV)
WAH 28	28	0,57 + 2	0,88	2,918	21,21 ± 8,24
WAH 30	30	0,58 + 2	0,97	2,648	21,97 ± 8,54
WAH 35	35	0,62 + 2	1,21	2,122	23,82 ± 9,26

TABELA 4.31 – Resultados obtidos na razão μ/ρ e energia efetiva para as qualidades WMH.

Qualidade	Tensão	Filtração adicional		CSR	μ/ρ	Energia efetiva
	(kV)	(mmMo)	(mmAl)	(mmAl)	(cm ² /g)	(keV)
WMH 25	25	0,07	2	0,56	4,586	18,08 ± 7,03
WMH 28	28	0,07	2	0,61	4,210	18,62 ± 7,24
WMH 30	30	0,07	2	0,68	3,777	19,35 ± 7,52
WMH 35	35	0,07	2	0,93	2,761	21,64 ± 8,41

Pode-se observar que as incertezas nos valores da energia efetiva são muito grandes (aproximadamente 40%). Isso acontece porque os valores de incerteza utilizados para o cálculo da incerteza combinada, que são aqueles fornecidos pelo Origin®, no ajuste da curva realizado por ele, são muito altos.

Nesse caso, como não foi realizada uma série de medições para determinar o valor da grandeza, não há como determinar os graus de liberdade e, consequentemente, o valor do fator de abrangência. Assim, foi utilizado $k = 2$, já que esse valor é o mais adotado em tratamentos estatísticos e representa um grau de confiança de 95 %.

4.9 Testes Realizados no Mamógrafo com o Simulador TRS 457

Como apresentado anteriormente, o simulador apresentado pelo TRS 457 tem como principal objetivo a realização de testes de espalhamento e atenuação em mamógrafos. Por conta disso, diversos testes seriam realizados no mamógrafo presente no LCI utilizando esse simulador. Infelizmente, em razão de um defeito de fabricação detectado no mesmo pela empresa que presta serviço de manutenção preventiva, o único teste realizado foi o apresentado a seguir.

Conforme mostrado no tópico 4.4.1, esse simulador possui uma placa com um recorte especial para posicionar a câmara de referência durante as medições. O teste apresentado aqui foi realizado para verificar se essa placa poderia aumentar a carga coletada pela câmara, por causa de um possível espalhamento.

Para isso, foram realizadas medições com e sem a placa, e os resultados foram comparados. Primeiramente a câmara foi posicionada conforme mostrado na FIG. 4.33.

FIGURA 4.33 – Posicionamento da câmara de referência no mamógrafo, sem a utilização do posicionador de acrílico

Em seguida, a placa de posicionamento foi inserida no sistema, conforme mostrado na FIG. 4.34.

FIGURA 4.34 – Posicionamento da câmara de referência no mamógrafo, utilizando o posicionador de acrílico

Os resultados obtidos são apresentados na TAB. 4.32.

TABELA 4.32 – Resultados obtidos nos testes de espalhamento do posicionador da câmara de referência no mamógrafo

Tensão	Carga coletada sem posicionador	Carga coletada com posicionador	Variação
(kV)	(nC)	(nC)	(%)
25	1324,3 ± 12,4	1323,9 ± 9,3	0,0319 ± 0,0003
28	1892,8 ± 16,7	1906,8 ± 13,6	0,7417 ± 0,0084
30	2361,2 ± 19,0	2381,8 ± 18,2	0,8741 ± 0,0097
35	3599,5 ± 25,8	3563,7 ± 36,9	0,9946 ± 0,0125

A variação máxima encontrada foi menor que 1 %. Não foi encontrada nenhuma norma ou recomendação que coloque limites para casos como esse, mas é possível dizer que o espalhamento é muito pequeno, o que influenciaria muito pouco a medição final.

Esse resultado mostra que o posicionador pode ser utilizado em testes no mamógrafo, já que o espalhamento gerado pelo mesmo é bastante pequeno.

5. CONCLUSÕES

As qualidades de feixe direto WAV, utilizando filtração de Al, e WMV, utilizando filtração de Mo, foram implantadas corretamente. Com isso espera-se não apenas fornecer mais opções de calibração para os clientes do LCI, e um serviço de calibração mais adequado, mas também fornecer conhecimento para que futuros trabalhos nessa área sejam realizados.

Alguns problemas surgiram na implantação das qualidades WAH e WMH. Porém, considerando as incertezas, somente a qualidade WAH 25 não pode ser implantada, mas é importante lembrar que a qualidade WAH 30 foi implantada no limite, considerando a redução encontrada e subtraindo a incerteza. Assim sendo, é necessária certa atenção ao lidar com ela, e se possível, realizar novos testes.

Foram desenvolvidos dois simuladores em PMMA; um baseado na norma IEC 61267, formado por placas retangulares, e outro baseado no TRS 457, formado por placas no formato de semicírculo. Esses simuladores são parte importante deste trabalho, já que poderão ser utilizados, em trabalhos futuros, na realização de testes de dose absorvida e espalhamento.

Testes das qualidades que utilizam os simuladores de acrílico foram realizados. Ambos apresentaram respostas bem próximas, e os resultados estavam dentro do esperado, sendo que foram coletados valores maiores de carga nas qualidades de feixe largo do que nas qualidades de feixe estreito. Isso ocorreu porque, no primeiro caso, a câmara detectou não apenas a radiação proveniente diretamente do feixe, mas também aquela espalhada pelo simulador. Não foram determinadas, para essas qualidades, as taxas de kerma no ar, porque, como a câmara não foi calibrada para essas qualidades, não há o fator de calibração nem o fator de qualidade da radiação. Porém, todas as outras características foram determinadas, como distância, filtração, tensão aplicada e carga coletada.

A espectrometria realizada apresentou um fenômeno interessante em relação à filtração de molibdênio, mais tarde identificado como efeito da borda-K.

Esse fenômeno é de extrema importância quando falamos em exames mamográficos, visto que é utilizando filtrações que é possível tornar o espectro mais útil na região de interesse, tirando as energias desnecessárias.

Espera-se que os resultados encontrados na espectrometria sejam úteis em trabalhos futuros, em relação ao controle de qualidade de imagem em mamografia e também em estudos sobre a dose e energia depositada no paciente durante a realização desse exame.

A câmara de referência usada nesse trabalho se mostrou estável, por meio dos testes de repetibilidade e reprodutibilidade, durante todo o tempo de utilização. Isso é de suma importância para garantir que o feixe esteja adequado e que as novas qualidades estejam implantadas de maneira correta. A adaptação feita no simulador desenvolvido com base no TRS 457 mostrou-se eficiente na realização desses testes de controle, mantendo constante a geometria câmara-fonte.

Os valores dos coeficientes de homogeneidade obtidos com a utilização dos filtros de Mo estão mais próximos de 1,0 do que aqueles obtidos com a utilização do Al. Isso se deve provavelmente por causa do observado na espectrometria (estreitamento do espectro quando utilizado filtros de Mo).

Foram determinados também os valores de energia efetiva para cada um dos feixes de entrada e saída. As incertezas obtidas apresentaram um valor muito elevado (até 40 %), por causa dos valores fornecidos pelo programa Origin® no ajuste realizado pelo mesmo.

Com isso, as qualidades de mamografia, baseadas na norma IEC 61267 foram implantadas no sistema apresentado, e o Laboratório de Calibração do IPEN já pode fornecer esse serviço aos seus clientes.

Espera-se que essa dissertação sirva como apoio para futuros trabalhos nesta área, visto que nem todos os laboratórios de calibração do país possuem um sistema de radiação X com alvo de Mo para calibração de instrumentos em mamografia. Além disso, é necessário sempre rever as técnicas e procedimentos utilizados nessa área, sobretudo quando se refere a uma técnica tão particular quanto a mamografia.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Instituto Nacional de Câncer (INCA), Rio de Janeiro, RJ
O que é o câncer?
 Disponível em: <http://www1.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=322>
 Acesso em: 08 de novembro de 2010

- [2] INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER (Ministério da Saúde). ***Estimativa / 2010 - Incidência de Câncer no Brasil***. Rio de Janeiro, RJ (2009).

- [3] Instituto Nacional de Câncer (INCA), Rio de Janeiro, RJ
Câncer de mama
 Disponível em: <http://www1.inca.gov.br/conteudo_view.asp?ID=336>
 Acessado em: 08 de novembro de 2010

- [4] Instituto Nacional de Câncer (INCA), Rio de Janeiro, RJ
Tratamento do Câncer
 Disponível em:
 <<http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/cancer/site/tratamento>>
 Acessado em: 08 de novembro de 2010

- [5] Cairo, C. ***Linguagem do Corpo***. Ed. Mercuryo. São Paulo, SP, 2004. cap. 12, Glândulas. p. 193-195.

- [6] Gasparetto, L. A.; Valcapelli. ***Metafísica da Saúde***. 1ª Edição. Ed. Vida & Consciência. São Paulo, SP, 2001. cap. 3, Sistema Reprodutor. p. 156-160.

- [7] INTERNATIONAL ELETROTECHNICAL COMMISSION. ***Medical Diagnostic X-ray Equipment – Radiation Conditions for use in the Determination of Characteristics***, IEC 61267, Geneva, 2005.

- [8] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice***. IAEA, Vienna, 2007 (Technical Report Series No. 457)

- [9] Qualidades implantadas no laboratório de Padronização Primária Alemão *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (PTB).
 Disponível em: <<http://www.ptb.de/de/org/6/62/625/pdf/strhlq.pdf>>
 Acessado em: 08/04/2010.

- [10] GUERRA, A. B. ***Estabelecimento e controle de qualidade de feixes padrões de radiação X para calibração de instrumentos, nível mamografia***. 2001. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, SP.

- [11] EISBERG, R.; RESNICK, R. ***Física Quântica***. 22ª reimpressão. Ed. Campus. Rio de Janeiro: Elsevier. 1979.
- [12] DOWSETT, D. J.; KENNY, P. A.; JOHNSTON, R. E. ***The Physics of Diagnostic Imaging***. 1ª edição. Ed. Chapman & Hall Medical. Great Britain. 1998.
- [13] FANTI, V.; MARZEDDU, R.; MASSAZZA, G.; RANDACCIO, P.; BRUNETTI, A.; GOLOSIO, B. ***A Simulator for X-ray Images***. *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 114, Nos 1-3, pp. 350-354, 2005.
- [14] BUSHONG, S. C. ***Radiation Science for Technologists – Physics, Biology and Protection***. 9ª Edição. Ed. Elsevier. Canada. 2008.
- [15] JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. ***The Physics of Radiology***. 4ª Edição. Ed. Charles C. Thomas. U.S.A. 1983
- [16] Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), Porto Alegre, RS
Disponível em: <<http://www.if.ufrgs.br/tex/fis142/raiosx/rxconc.html>>
Acessado em: 22 de outubro de 2010
- [17] KHAN, F. M. ***The Physics of Radiation Therapy***. 2ª Edição. Ed. Lippincott Williams & Wilkins. U.S.A. 1994.
- [18] CORRÊA, E. L., LUCENA, R. F., VIVOLO, V., POTIENS, M. P. A. ***Comparação de Espectros de Raios x Gerados por um Alvo de W e Filtração Adicional de Mo e Al para Aplicações em Metrologia na Mamografia***. XIV Congresso Brasileiro de Física Médica. São Paulo, SP. 2009.
- [19] BITELLI, T. ***Dosimetria e Higiene das Radiações***. 1ª Edição. Editora do Grêmio Politécnico. São Paulo. 1982
- [20] Wikipedia – Tubo de raios X
Figura retirada de: <http://en.wikipedia.org/wiki/X-ray_tube>
Acessado em: 31 de agosto de 2010
- [21] TILLY JR, J. G. ***Física Radiológica***. 1ª Edição. Editora Guanabara Koogan Ltda. Rio de Janeiro. 2010
- [22] FURQUIM, T. A. C. ***Metodologia para Correlação entre Doses e Detectabilidade em Imagens Mamográficas Padrões: Aplicação no Estado de São Paulo***. 2005. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, SP.

- [23] RODRIGUES, C. I. H. **Sistemas CAD em Patologia Mamária**. 2008. Trabalhos Práticos do Curso de Mestrado em Engenharia Biomédica – Universidade do Porto. Porto, Portugal. 2008.
- [24] KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement**. 2ª edição. Ed. John Wiley & Sons. Republic of Singapore. 1989
- [25] PTW – Products & Solutions > Radiation Therapy
Disponível em: <http://www.ptw.de/semiflex_chambers0.html?&cld=2248>
Acessado em: 18 de outubro de 2010
- [26] CORRÊA, E. L.; CALDAS, L. V. E.; POTIENS, M. P. A.; VIVOLO, V. **Evaluation of ionization chambers in X-rays beams used for instruments calibration**. 12th International Congress of the International Radiation Protection Association (IRPA 12). Buenos Aires, Argentina. 2008
- [27] Radcal – Reference Class Chambers – Technical Specifications
Disponível em:
<<http://www.radcal.com/images/rfclass-brochure-10sep07.pdf>>
Acessado em: 18 de outubro de 2010
- [28] INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL (INMETRO), **Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia (VIM)**. 3ª Edição. Rio de Janeiro. 2003
(Portaria Inmetro 029 de 1995).
- [29] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation**. ICRU Report 60. Bethesda, MD 1998.
- [30] Okuno, E.; Caldas, I. L.; Chow, C.; **Física para ciências biológicas e biomédicas**. 1 edição, Ed. Harper & Row do brasil, São Paulo, 1982
- [31] INTERNATIONAL ELETROTECHNICAL COMMISSION. **Medical Electrical Equipment – Dosimetric Instruments Used for Non-Invasive Measurement of X-Ray Tube Voltage in Diagnostic Radiology**. IEC 61676, Geneva, 2002.
- [32] 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) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, SP.

- [33] KRAMER, H. M.; SELBACH, H. J; ILES, W. J. ***The Practical Peak Voltage of Diagnostic X-Ray Generators***. *Brit. J. Radiol.*, vol. 71, p.200-209, 1998
- [34] PIRES, J. S. J. ***Avaliação da Grandeza Tensão de Pico Prático em Equipamentos Clínicos Utilizados em Radiodiagnóstico***. 2007. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, SP.
- [35] INTERNATIONAL ELETROTECHNICAL COMMISSION. ***Medical Diagnostic Equipment – Radiation Conditions for use in the Determination of Characteristics***, IEC 1267, Geneva, 1994
- [36] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. ***Patients Dosimetry for X Rays Used in Medical Imaging ICRU Report 74***. Bethesda, MD 2005.
- [37] MINISTÉRIO DA SAÚDE, Portaria Federal 453. ***“Diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico”***. Brasília: Diário Oficial da União. 02 Jun., 1998.
- [38] FRANCISCATTO, P. C. ***Caracterização das qualidades de radiação X seguindo as recomendações da norma IEC 61267 no laboratório de calibração do IPEN***. 2009. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, SP.
- [39] MAIA, A. F. ***Padronização de feixes e metodologia dosimétrica em tomografia computadorizada***. 2005. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, SP.
- [40] Radcal Corporation. ***Model 9015 Radiation Monitor Controller***. Manual técnico
- [41] INTERNATIONAL ELETROTECHNICAL COMMISSION. ***Medical electrical equipment – Dosimeters with ionization chamber and/or semi-conductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging***, IEC 61674, Geneva, 1997
- [42] POTIENS, M. P. A.; ***Metodologia dosimétrica e sistemas de referência para radiação X nível diagnóstico***. 1999. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, SP.

- [43] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. ***X and gamma reference radiation for calibrating dosemeters and dose ratemeters and for determining their response as a function of photon energy. PART 1: Characteristics of the radiation and their methods of production***, ISO 4037-1, Geneva, 1997.
- [44] NIST – X-ray Mass Attenuation Coefficients
Disponível em:
<<http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ElemTab/z13.html>>
Acessado em: 09 de novembro de 2010
- [45] INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL (INMETRO), ***Guia para a expressão da incerteza de medição***. Rio de Janeiro, 2003.
- [46] VUOLO, J. H. ***Fundamentos da Teoria de Erros***. 2ª Edição. Editora Edgard Blücher Ltda. São Paulo. 2000.
- [47] PTW Freiburg. **Diavolt Universal All-in-one QC Meter**. Manual técnico
- [48] RAMOS, M. M. O. ***Padronização da Grandeza kerma no ar para Radiodiagnóstico e Proposta de Requisitos para Laboratórios de Calibração***. 2009. Tese (Doutorado) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ.
- [49] KÜNZEL, R. ***Espectrometria de raios X em mamografia aplicada à proteção radiológica***. 2006. Tese (Doutorado). São Paulo: Instituto de Física da Universidade de São Paulo.
- [50] YOSHIMURA, E. M. ***Física das Radiações: Interação da Radiação com a Matéria***. *Revista Brasileira de Física Médica*. Artigo de revisão. 3(1). p. 57-67. 2009.

ANEXO A

Certificado de Calibração da Câmara de Referência

Physikalisch-Technische Bundesanstalt

Braunschweig und Berlin

Kalibrierschein

Calibration Certificate

Gegenstand:
Object: Ionisation chamber

Hersteller:
Manufacturer: Radcal Corporation

Typ:
Type: RC6M

Kennnummer:
Serial No.: 9231

Auftraggeber:
Applicant: Comissão Nacional de Energia Nuclear
Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242
05508-000 Sao Paulo, SP
Brazil

Anzahl der Seiten:
Number of pages: 10

Geschäftszeichen:
Reference No.: 6.25 - 30/09K

Kalibrierzeichen:
Calibration mark: 5888

Datum der Kalibrierung:
Date of calibration: 2009-07-13 to 2009-07-14

Im Auftrag:
On behalf of PTB: Braunschweig, 2009-07-15

Bearbeiter:
Examiner:

391 008 1

Dr. L. Büermann

Siegel
Seal

P. Galimov

Kalibrierscheine ohne Unterschrift und Siegel haben keine Gültigkeit. Dieser Kalibrierschein darf nur unverändert weiterverbreitet werden. Auszüge bedürfen der Genehmigung der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt.
Calibration Certificates without signature and seal are not valid. This Calibration Certificate may not be reproduced other than in full. Extracts may be taken only with the permission of the Physikalisch-Technische Bundesanstalt.

1. General information

1.1 Scope of the calibration

Calibration of the ionisation chamber in terms of air kerma.

1.2 *W* - value

The reference value of the air kerma as obtained by the primary standard measurement is based on $(W/e)_{\text{air}} = (33,97 \pm 0,05) \text{ V}$.

1.3 Conditions prevailing during the calibration (see also 2.1)

1.3.1 Radiation

X-radiation produced with constant potential generators.

1.3.2 Climatic conditions

temperature:	20,2°C to 20,8°C
air pressure:	1001,1 hPa to 1003,0 hPa
rel. humidity:	around 50%

1.3.3 Geometrical arrangement

1.3.3.1 Direction of the radiation incidence

The ionisation chamber was irradiated perpendicularly to the entrance window.

1.3.3.2 Reference point of the detector

Geometrical centre of the rim marked red on the outside of the chamber.

1.3.3.3 Point of test

The reference point of the chamber was positioned in the central beam at a distance *a* from the focal spot.

1.3.4 Leakage current

The effect of leakage currents was eliminated by appropriate corrections.

2. Results of the calibration

The calibration factor is the ratio of the conventional true value of the quantity to be measured to the indication of the instrument to be tested. The value of the air kerma, K_a , to be measured in units of Grays (Gy) is obtained from the reading, M :

$$K_a = N_K * M * k_Q * k_p$$

N_K : calibration factor in terms of the air kerma,
reference conditions $T=20^\circ\text{C}$, $p=1013,25\text{ hPa}$

k_Q : correction factor for the radiation quality Q

k_p : correction factor for the density of air,
reference conditions $T=20^\circ\text{C}$, $p=1013,25\text{ hPa}$

2.1 Calibration factor for the reference radiation quality and correction factors k_Q for other radiation qualities

2.1.1 Ionisation chamber RC6M S/N 9231

Q	radiation quality	d	diameter of the radiation field at the point of test (50% isodose)
b	additional filtration	k_Q	correction factor for the radiation quality Q
s_1	first half value layer	$\dot{K}_a$	air kerma rate
a	distance between source and point of test	U	rel. uncertainty of $N_K \cdot k_Q$ according to the 'Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement' (ISO, 1995) as derived from the standard uncertainty by applying a coverage factor $k = 2$
N_K	calibration factor in terms of air kerma K_a for reference radiation quality RQR-M2; potential of the high voltage electrode: +300V potential of the collector electrode: ~0V		

$$N_K = 4,809 \cdot 10^6 \text{ Gy/C}$$

PTB	Q	b^*	s_1	a	d	$\dot{K}_a$	k_Q	U
	IEC 61267: 2005-11	in mm	in mm Al	in cm	in cm	in mGy/min		in %
MMV 28	RQR-M2	0,03 Mo	0,32	100	10	53,7	1	0,96
MMV 35	RQR-M4	0,03 Mo	0,37	100	10	54,7	1,000	0,96

* Inherent filtration: 1 mm Be

2.1.2 Ionisation chamber RC6M S/N 9231

Q	radiation quality	d	diameter of the radiation field at the point of test (50% isodose)
b	additional filtration	k_Q	correction factor for the radiation quality Q
s₁	first half value layer	K_a	air kerma rate
a	distance between source and point of test	U	rel. uncertainty of $N_K \cdot k_Q$ according to the 'Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement' (ISO, 1995) as derived from the standard uncertainty by applying a coverage factor $k = 2$
N_K	calibration factor in terms of air kerma K_a for reference radiation quality RQA-M2; potential of the high voltage electrode: +300V potential of the collector electrode: ~0V		

$$N_K = 4,805 \cdot 10^6 \text{ Gy/C}$$

Q		b*	s ₁	a	d	K _a	k _Q	U
PTB	IEC 61267: 2005-11							
		in mm	in mm Al	in cm	in cm	in mGy/min		in %
MMH 28	RQA-M2	0,03 Mo + 2,0 Al	0,61	100	10	3,77	1	0,96
MMH 35	RQA-M4	0,03 Mo + 2,0 Al	0,73	100	10	3,69	1,003	0,96

* Inherent filtration: 1 mm Be

2.1.3 Ionisation chamber RC6M S/N 9231

Q radiation quality	d diameter of the radiation field at the point of test (50% isodose)
b additional filtration	k_Q correction factor for the radiation quality Q
s₁ first half value layer	K_a air kerma rate
a distance between source and point of test	U rel. uncertainty of $N_K \cdot k_Q$ according to the 'Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement' (ISO, 1995) as derived from the standard uncertainty by applying a coverage factor k = 2
N_K calibration factor in terms of air kerma K _a for reference radiation quality WMV 28; potential of the high voltage electrode: +300V potential of the collector electrode: ~0V	

$$N_K = 4,798 \cdot 10^6 \text{ Gy/C}$$

Q	b*	s ₁	a	d	K _a in mGy/min	k _Q	U in %
PTB	in mm	in mm Al	in cm	in cm			
WMV 28	0,06 Mo	0,37	100	10	22,4	1	0,96
WMV 35	0,06 Mo	0,41	100	10	19,0	1,001	0,96

* Inherent filtration: 4 mm Be

2.1.4 Ionisation chamber RC6M S/N 9231

Q radiation quality	d diameter of the radiation field at the point of test (50% isodose)
b additional filtration	k_Q correction factor for the radiation quality Q
s₁ first half value layer	K_a air kerma rate
a distance between source and point of test	U rel. uncertainty of $N_K \cdot k_Q$ according to the 'Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement' (ISO, 1995) as derived from the standard uncertainty by applying a coverage factor $k = 2$
N_K calibration factor in terms of air kerma K_a for reference radiation quality WMH28; potential of the high voltage electrode: +300V potential of the collector electrode: ~0V	

$$N_K = 4,792 \cdot 10^6 \text{ Gy/C}$$

Q	b*	s ₁	a	d	K _a	k _Q	U
PTB	in mm	in mm Al	in cm	in cm	in mGy/min		in %
WMH 28	0,06 Mo + 2,0 Al	0,61	100	10	1,78	1	0,96
WMH 35	0,06 Mo + 2,0 Al	0,93	100	10	1,68	1,009	0,96

* Inherent filtration: 4 mm Be

2.1.5 Ionisation chamber RC6M S/N 9231

Q radiation quality	d diameter of the radiation field at the point of test (50% isodose)
b additional filtration	k_Q correction factor for the radiation quality Q
s₁ first half value layer	K_a air kerma rate
a distance between source and point of test	U rel. uncertainty of $N_K \cdot k_Q$ according to the 'Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement' (ISO, 1995) as derived from the standard uncertainty by applying a coverage factor $k = 2$
N_K calibration factor in terms of air kerma K_a for reference radiation quality WAV 28; potential of the high voltage electrode: +300V potential of the collector electrode: ~0V	

$$N_K = 4,806 \cdot 10^6 \text{ Gy/C}$$

Q	b*	s ₁	a	d	K _a in mGy/min	k _Q	U in %
PTB	in mm	in mm Al	in cm	in cm			
WAV 28	0,5 Al	0,40	100	10	57,5	1	0,96
WAV 35	0,5 Al	0,51	100	10	53,7	1,002	0,96

* Inherent filtration: 4 mm Be

2.1.6 Ionisation chamber RC6M S/N 9231

Q radiation quality	d diameter of the radiation field at the point of test (50% isodose)
b additional filtration	k_Q correction factor for the radiation quality Q
s₁ first half value layer	K_a air kerma rate
a distance between source and point of test	U rel. uncertainty of $N_K \cdot k_Q$ according to the 'Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement' (ISO, 1995) as derived from the standard uncertainty by applying a coverage factor $k = 2$
N_K calibration factor in terms of air kerma K_a for reference radiation quality WAH 28; potential of the high voltage electrode: +300V potential of the collector electrode: ~0V	

$$N_K = 4,815 \cdot 10^6 \text{ Gy/C}$$

Q	b*	s ₁	a	d	K _a in mGy/min	k _Q	U in %
PTB	in mm	in mm Al	in cm	in cm			
WAH 28	2,5 Al	0,88	100	10	7,45	1	0,96
WAH 35	2,5 Al	1,21	100	10	8,13	1,009	0,96

* Inherent filtration: 4 mm Be

Physikalisch-Technische Bundesanstalt

Seite 10 zum Kalibrierschein vom 2009-07-15, Kalibrierzeichen: 5888
Page 10 of the Calibration Certificate dated 2009-07-15, calibration mark: 5888

Die Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) in Braunschweig und Berlin ist das nationale Metrologieinstitut und die technische Oberbehörde der Bundesrepublik Deutschland für das Messwesen und Teile der Sicherheitstechnik. Die PTB gehört zum Dienstbereich des Bundesministeriums für Wirtschaft und Technologie. Sie erfüllt die Anforderungen an Kalibrier- und Prüflaboratorien auf der Grundlage der DIN EN ISO/IEC 17025.

Zentrale Aufgabe der PTB ist es, die gesetzlichen Einheiten in Übereinstimmung mit dem Internationalen Einheitensystem (SI) darzustellen, zu bewahren und – insbesondere im Rahmen des gesetzlichen und industriellen Messwesens – weiterzugeben. Die PTB steht damit an oberster Stelle der metrologischen Hierarchie in Deutschland. Kalibrierscheine der PTB dokumentieren die Rückführung des Kalibriergegenstandes auf nationale Normale.

Dieser Ergebnisbericht ist in Übereinstimmung mit den Kalibrier- und Messmöglichkeiten (CMCs), wie sie im Anhang C des gegenseitigen Abkommens (MRA) des Internationalen Komitees für Maße und Gewichte enthalten sind. Im Rahmen des MRA wird die Gültigkeit der Ergebnisberichte von allen teilnehmenden Instituten für die im Anhang C spezifizierten Messgrößen, Messbereiche und Messunsicherheiten gegenseitig anerkannt (nähere Informationen unter <http://www.bipm.org>).

The Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) in Braunschweig and Berlin is Germany's National Metrology Institute and the supreme technical authority in the Federal Republic of Germany for metrology and certain sectors of safety engineering. The PTB comes under the auspices of the Federal Ministry of Economics and Technology. It meets the requirements for calibration and testing laboratories as defined in EN ISO/IEC 17025.

The central task of the PTB is to realize and maintain the legal units in compliance with the International System of Units (SI) and to disseminate them - in particular within the framework of legal and industrial metrology. The PTB thus is on top of the metrological hierarchy in Germany. The calibration certificates issued by the PTB document that the calibrated object is traceable to national standards.

This certificate is consistent with the Calibration and Measurement Capabilities (CMCs) included in Appendix C of the Mutual Recognition Arrangement (MRA) drawn up by the International Committee for Weights and Measures (CIPM). Under the MRA, all participating institutes recognize the validity of each other's calibration and measurement certificates for the quantities, ranges and measurement uncertainties specified in Appendix C (for details, see <http://www.bipm.org>).

Physikalisch-Technische Bundesanstalt
Bundesallee 100
38116 Braunschweig
GERMANY

Abbestraße 2-12
10587 Berlin
GERMANY

ANEXO B

Qualidades de Radiação Implantadas no PTB,
Nível Mamografia

Mammography qualities based on Mo-anode and Al-filtration (Mo Al)

MAV Qualities

PTB code	tube voltage	total filtration	1st HVL	mean energy (fluence)	mean energy (air kerma)	air kerma rate 1m, 10mA
	kV	mm Al	mm Al	keV	keV	mGy/s
MAV 20	20	1	0,34	16,2	15,6	0,03
MAV 25	25	1	0,48	18,5	17,6	0,10
MAV 28	28	1	0,54	19,5	18,3	0,16
MAV 30	30	1	0,56	20,0	18,7	0,21
MAV 35	35	1	0,61	21,4	19,4	0,34
MAV 40	40	1	0,64	22,6	19,9	0,49
MAV 50	50	1	0,67	24,9	20,7	0,83

MAH Qualities

PTB code	tube voltage	total filtration	1st HVL	mean energy (fluence)	mean energy (air kerma)	air kerma rate 1m, 10mA
	kV	mm Al	mm Al	keV	keV	μ Gy/s
MAH 20	20	3	0,50	17,8	17,6	3,10
MAH 25	25	3	0,72	20,5	20,0	9,20
MAH 28	28	3	0,82	22,1	21,1	18,26
MAH 30	30	3	0,89	23,0	21,8	26,17
MAH 35	35	3	1,05	25,4	23,4	50,64
MAH 40	40	3	1,18	27,6	24,8	80,99
MAH 50	50	3	1,41	31,6	27,2	152,45

Note: Specifications refer to 100 cm distance from focal spot

Mammography qualities based on Mo-anode and Mo-filtration (Mo Mo)

MMV Qualities

PTB code	IEC61267 code	tube voltage	total filtration		1st HVL	mean energy (fluence)	mean energy (air kerma)	air kerma rate 1m, 10mA
		kV	mm Mo	mm Al	mm Al	keV	keV	mGy/s
MMV 20		20	0,03		0,22	14,5	13,5	0,14
MMV 25	RQR-M1	25	0,03		0,29	16,1	14,9	0,30
MMV 28	RQR-M2	28	0,03		0,32	16,7	15,4	0,41
MMV 30	RQR-M3	30	0,03		0,33	17,1	15,7	0,50
MMV 35	RQR-M4	35	0,03		0,37	18,1	16,3	0,74
MMV 40		40	0,03		0,40	19,0	16,7	1,01
MMV 50		50	0,03		0,43	20,9	17,4	1,62

MMH Qualities

PTB code	IEC61267 code	tube voltage	total filtration		1st HVL	mean energy (fluence)	mean energy (air kerma)	air kerma rate 1m, 10mA
		kV	mm Mo	mm Al	mm Al	keV	keV	μ Gy/s
MMH 20		20	0,03		0,46	17,4	17,1	2,57
MMH 25	RQA-M1	25	0,03	2,0	0,56	18,8	18,3	12,08
MMH 28	RQA-M2	28	0,03	2,0	0,61	19,8	19,0	20,57
MMH 30	RQA-M3	30	0,03	2,0	0,64	20,7	19,5	27,75
MMH 35	RQA-M4	35	0,03	2,0	0,73	23,2	20,8	50,08
MMH 40		40	0,03	2,0	0,82	25,8	22,2	78,49
MMH 50		50	0,03	2,0	0,99	30,6	24,6	148,92

Note: Specifications refer to 100 cm distance from focal spot

Mammography qualities based on Mo-anode and Rh-filtration (Mo Rh)

MRV Qualities

PTB code	tube voltage	total filtration		1st HVL	mean energy (fluence)	mean energy (air kerma)	air kerma rate 1m, 10mA
		mm Rh	mm Al				
MRV 20	20	0,025		0,24	14,9	14,0	0,10
MRV 25	25	0,025		0,34	17,1	15,8	0,23
MRV 28	28	0,025		0,38	17,6	16,3	0,34
MRV 30	30	0,025		0,39	17,9	16,5	0,41
MRV 35	35	0,025		0,43	18,6	17,0	0,62
MRV 40	40	0,025		0,45	19,5	17,4	0,86
MRV 50	50	0,025		0,48	21,3	18,0	1,39

MRH Qualities

PTB code	tube voltage	total filtration		1st HVL	mean energy (fluence)	mean energy (air kerma)	air kerma rate 1m, 10mA
		mm Rh	mm Al				
MRH 20	20	0,025	2,0	0,47	17,5	17,2	2,15
MRH 25	25	0,025	2,0	0,65	19,8	19,3	14,26
MRH 28	28	0,025	2,0	0,67	20,3	19,6	23,59
MRH 30	30	0,025	2,0	0,70	20,9	19,9	30,96
MRH 35	35	0,025	2,0	0,76	22,8	20,9	52,86
MRH 40	40	0,025	2,0	0,84	25,2	22,0	79,89
MRH 50	50	0,025	2,0	0,98	30,0	24,3	146,02

Note: Specifications refer to 100 cm distance from focal spot

Mammography qualities based on Rh-anode and Al-filtration (Rh Al)

RAV Qualities

PTB code	tube voltage	total filtration	1st HVL	mean energy (fluence)	mean energy (air kerma)	air kerma rate 1m, 10mA
	kV	mm Al	mm Al	keV	keV	mGy/s
RAV 20	20	1	0,34	16,1	15,5	
RAV 25	25	1	0,48	18,8	17,6	0,07
RAV 28	28	1	0,57	20,1	18,8	0,12
RAV 30	30	1	0,62	20,8	19,3	0,16
RAV 35	35	1	0,71	22,3	20,4	0,26
RAV 40	40	1	0,77	23,5	21,1	0,39
RAV 50	50	1	0,85	25,8	22,1	0,65

RAH Qualities

PTB code	tube voltage	total filtration	1st HVL	mean energy (fluence)	mean energy (air kerma)	air kerma rate 1m, 10mA
	kV	mm Al	mm Al	keV	keV	μGy/s
RAH 20	20	3	0,50	17,8	17,6	
RAH 25	25	3	0,77	21,0	20,4	7,62
RAH 28	28	3	0,90	22,4	21,7	16,61
RAH 30	30	3	0,97	23,2	22,3	24,52
RAH 35	35	3	1,11	25,2	23,7	50,20
RAH 40	40	3	1,22	27,2	24,9	81,86
RAH 50	50	3	1,40	30,8	26,8	155,73

Note: Specifications refer to 100 cm distance from focal spot

Mammography qualities based on Rh-anode and Rh-filtration (Rh Rh)

RRV Qualities

PTB code	tube voltage	total filtration		1st HVL	mean energy (fluence)	mean energy (air kerma)	air kerma rate 1m, 10mA
		mm Rh	mm Al				
RRV 20	20	0,025		0,24	14,9	14,0	0,09
RRV 25	25	0,025		0,32	17,2	15,6	0,19
RRV 28	28	0,025		0,37	18,1	16,3	0,26
RRV 30	30	0,025		0,39	18,6	16,7	0,31
RRV 35	35	0,025		0,45	19,6	17,6	0,46
RRV 40	40	0,025		0,49	20,7	18,2	0,63
RRV 50	50	0,025		0,56	22,7	19,2	0,99

RRH Qualities

PTB code	tube voltage	total filtration		1st HVL	mean energy (fluence)	mean energy (air kerma)	air kerma rate 1m, 10mA
		mm Rh	mm Al				
RRH 20	20	0,025	2,0	0,47	17,4	17,1	1,93
RRH 25	25	0,025	2,0	0,68	20,2	19,6	10,76
RRH 28	28	0,025	2,0	0,75	20,9	20,3	20,05
RRH 30	30	0,025	2,0	0,78	21,4	20,7	27,75
RRH 35	35	0,025	2,0	0,86	22,9	21,6	51,57
RRH 40	40	0,025	2,0	0,92	24,7	22,4	81,23
RRH 50	50	0,025	2,0	1,03	28,5	24,1	155,14

Note: Specifications refer to 100 cm distance from focal spot

Mammography qualities based on W-anode and Ag-filtration (W Ag)

WSV Qualities

PTB code	tube voltage	total filtration		1st HVL	mean energy (fluence) keV	mean energy (air kerma) keV	air kerma rate 1m, 10mA mGy/s
		mm Ag	mm Al				
WSV 20	20	0,05		0,35	16,4	15,7	0,04
WSV 25	25	0,05		0,50	19,1	17,9	0,12
WSV 28	28	0,05		0,56	20,1	18,7	0,17
WSV 30	30	0,05		0,58	20,4	18,9	0,20
WSV 35	35	0,05		0,63	21,4	19,6	0,28
WSV 40	40	0,05		0,68	22,7	20,2	0,35
WSV 50	50	0,05		0,79	26,7	22,0	0,50

WSH Qualities

PTB code	tube voltage	total filtration		1st HVL	mean energy (fluence) keV	mean energy (air kerma) keV	air kerma rate 1m, 10mA µGy/s
		mm Ag	mm Al				
WSH 20	20	0,05	2,0	0,51	17,9	17,6	1,77
WSH 25	25	0,05	2,0	0,79	21,2	20,7	12,83
WSH 28	28	0,05	2,0	0,89	22,2	21,6	23,08
WSH 30	30	0,05	2,0	0,93	22,6	21,9	29,34
WSH 35	35	0,05	2,0	1,03	24,1	22,9	46,26
WSH 40	40	0,05	2,0	1,16	26,5	24,3	66,24
WSH 50	50	0,05	2,0	1,52	32,6	28,0	118,17

Note: Specifications refer to 100 cm distance from focal spot

Mammography qualities based on W-anode and Al-filtration (W Al)

WAV Qualities

PTB code	tube voltage	total filtration	1st HVL	mean energy (fluence)	mean energy (air kerma)	air kerma rate 1m, 10mA
	kV	mm Al	mm Al	keV	keV	mGy/s
WAV 20	20	0,5	0,26	15,2	14,3	0,16
WAV 25	25	0,5	0,35	17,7	16,1	0,34
WAV 28	28	0,5	0,40	19,1	17,0	0,46
WAV 30	30	0,5	0,43	19,9	17,5	0,54
WAV 35	35	0,5	0,51	22,0	18,7	0,75
WAV 40	40	0,5	0,58	23,9	19,8	0,96
WAV 50	50	0,5	0,70	27,6	21,7	1,37

WAH Qualities

PTB code	tube voltage	total filtration	1st HVL	mean energy (fluence)	mean energy (air kerma)	air kerma rate 1m, 10mA
	kV	mm Al	mm Al	keV	keV	μ Gy/s
WAH 20	20	2,5	0,48	17,5	17,3	3,97
WAH 25	25	2,5	0,73	20,7	20,1	22,96
WAH 28	28	2,5	0,88	22,4	21,5	43,37
WAH 30	30	2,5	0,97	23,4	22,4	60,48
WAH 35	35	2,5	1,21	26,0	24,4	112,66
WAH 40	40	2,5	1,42	28,3	26,2	174,65
WAH 50	50	2,5	1,80	32,4	29,1	317,15

Note: Specifications refer to 100 cm distance from focal spot

Mammography qualities based on W-anode and Mo-filtration (W Mo)

WMV Qualities

PTB code	tube voltage	total filtration		1st HVL	mean energy (fluence)	mean energy (air kerma)	air kerma rate 1m, 10mA
		mm Mo	mm Al				
WMV 20	20	0,06		0,31	15,8	15,1	0,07
WMV 25	25	0,06		0,36	16,8	15,9	0,14
WMV 28	28	0,06		0,37	17,2	16,2	0,18
WMV 30	30	0,06		0,38	17,7	16,4	0,20
WMV 35	35	0,06		0,41	19,6	17,1	0,26
WMV 40	40	0,06		0,45	22,3	18,1	0,33
WMV 50	50	0,06		0,56	28,4	20,7	0,46

WMH Qualities

PTB code	tube voltage	total filtration		1st HVL	mean energy (fluence)	mean energy (air kerma)	air kerma rate 1m, 10mA
		mm Mo	mm Al				
WMH 20	20	0,06	2,0	0,49	17,7	17,4	2,53
WMH 25	25	0,06	2,0	0,56	18,6	18,3	7,20
WMH 28	28	0,06	2,0	0,61	20,0	19,1	10,49
WMH 30	30	0,06	2,0	0,68	21,4	19,9	13,26
WMH 35	35	0,06	2,0	0,93	25,8	22,9	23,46
WMH 40	40	0,06	2,0	1,31	29,6	26,1	38,84
WMH 50	50	0,06	2,0	2,15	35,4	31,5	84,73

Note: Specifications refer to 100 cm distance from focal spot

Mammography qualities based on W-anode and Pd-filtration (W Pd)

WPV Qualities

PTB code	tube voltage	total filtration		1st HVL	mean energy (fluence)	mean energy (air kerma)	air kerma rate 1m, 10mA
		mm Pd	mm Al				
WPV 20	20	0,04		0,32	15,9	15,2	0,06
WPV 25	25	0,04		0,45	18,6	17,3	0,15
WPV 28	28	0,04		0,49	19,2	17,8	0,20
WPV 30	30	0,04		0,50	19,6	18,1	0,23
WPV 35	35	0,04		0,55	20,7	18,7	0,32
WPV 40	40	0,04		0,59	22,4	19,5	0,40
WPV 50	50	0,04		0,69	26,8	21,3	0,57

WPH Qualities

PTB code	tube voltage	total filtration		1st HVL	mean energy (fluence)	mean energy (air kerma)	air kerma rate 1m, 10mA
		mm Pd	mm Al				
WPH 20	20	0,04	2,0	0,50	17,8	17,6	2,14
WPH 25	25	0,04	2,0	0,76	20,9	20,4	14,49
WPH 28	28	0,04	2,0	0,83	21,6	21,0	23,31
WPH 30	30	0,04	2,0	0,86	22,0	21,3	29,26
WPH 35	35	0,04	2,0	0,98	24,1	22,6	46,10
WPH 40	40	0,04	2,0	1,15	27,2	24,4	67,03
WPH 50	50	0,04	2,0	1,59	33,5	28,6	121,81

Note: Specifications refer to 100 cm distance from focal spot

Mammography qualities based on W-anode and Rh-filtration (W Rh)

WRV Qualities

PTB code	tube voltage	total filtration		1st HVL	mean energy (fluence)	mean energy (air kerma)	air kerma rate 1m, 10mA
		mm Rh	mm Al				
WRV 20	20	0,05		0,35	16,3	15,6	0,04
WRV 25	25	0,05		0,48	18,6	17,6	0,11
WRV 28	28	0,05		0,51	19,1	18,0	0,15
WRV 30	30	0,05		0,52	19,4	18,2	0,17
WRV 35	35	0,05		0,56	20,5	18,8	0,23
WRV 40	40	0,05		0,61	22,3	19,5	0,30
WRV 50	50	0,05		0,71	27,4	21,6	0,42

WRH Qualities

PTB code	tube voltage	total filtration		1st HVL	mean energy (fluence)	mean energy (air kerma)	air kerma rate 1m, 10mA
		mm Rh	mm Al				
WRH 20	20	0,05	2,0	0,51	17,8	17,6	1,73
WRH 25	25	0,05	2,0	0,73	20,4	20,0	11,12
WRH 28	28	0,05	2,0	0,77	20,9	20,4	16,88
WRH 30	30	0,05	2,0	0,80	21,4	20,7	20,83
WRH 35	35	0,05	2,0	0,92	23,8	22,2	32,40
WRH 40	40	0,05	2,0	1,11	27,4	24,3	47,57
WRH 50	50	0,05	2,0	1,66	34,3	29,3	90,16

Note: Specifications refer to 100 cm distance from focal spot