

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS  
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS  
ENERGÉTICAS E NUCLEARES  
(PROTEN)**

**PADRONIZAÇÃO DE QUALIDADES DE FEIXES  
DE RAIOS-X PARA USO EM RADIOLOGIA  
ODONTOLÓGICA**

**MARCUS AURÉLIO PEREIRA DOS SANTOS**

**RECIFE – PERNAMBUCO – BRASIL  
FEVEREIRO – 2009**

**PADRONIZAÇÃO DE QUALIDADES DE FEIXES  
DE RAIOS-X PARA USO EM RADIOLOGIA  
ODONTOLÓGICA**

**MARCUS AURÉLIO PEREIRA DOS SANTOS**

**PADRONIZAÇÃO DE QUALIDADES DE FEIXES  
DE RAIOS-X PARA USO EM RADIOLOGIA  
ODONTOLÓGICA**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, do Departamento de Energia Nuclear, da Universidade Federal de Pernambuco, para a obtenção do título de Doutor em Ciências. Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

**ORIENTADOR: Dr. CLOVIS ABRAHÃO HAZIN**

**CO-ORIENTADOR: Dr. RICARDO DE ANDRADE LIMA**

**RECIFE – PERNAMBUCO – BRASIL  
FEVEREIRO – 2009**

**S237p**

**Santos, Marcus Aurélio Pereira dos**

Padronização de qualidade de feixes de raios-X para uso em radiologia odontológica / Marcus Aurélio Pereira dos Santos. - Recife: O Autor, 2009.

xxi, 132 f.; il., gráfs., tabs.

Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Energia Nuclear, 2009.

Inclui Referências bibliográficas, Anexos e Apêndices.

**1. Energia nuclear. 2. Qualidade de raio-X. 3. Espectrometria de raio-X. 4. Equipamento de raio-X odontológico. I. Título.**

**612.01448 CDD (22. ed.)**

**UFPE/BCTG/2009-089**

**PADRONIZAÇÃO DE QUALIDADES DE FEIXES DE RAIOS-X  
PARA USO EM RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA**

Marcus Aurélio Pereira dos Santos

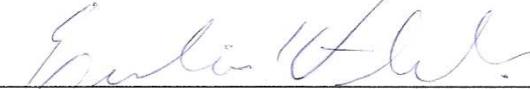
APROVADO EM: 13.02.2009

ORIENTADOR: Prof. Dr. Clovis Abrahão Hazin  
CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. Ricardo de Andrade Lima

COMISSÃO EXAMINADORA:



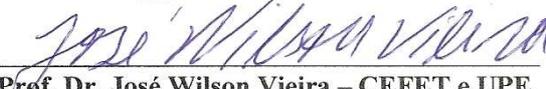
Prof. Dr. Clovis Abrahão Hazin – CRCN-NE/CNEN



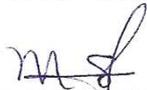
Prof. Dr. Êndice Correia Vilela – CRCN-NE/CNEN



Profa. Dra. Helen Jamil Khoury – DEN/UFPE



Prof. Dr. José Wilson Vieira – CEFET e UPE



Profa. Dra. Maria do Socorro Nogueira – CDTN/CNEN

Visto e permitida a impressão



Coordenador do PROTEN/DEN/UFPE

Ao meu Deus,  
ser supremo, perfeito,  
criador,

minha eterna  
gratidão

Aos meus pais,  
Lênio Marcello ( in memoriam ) e  
Maria de Lourdes, exemplos de  
amor, carinho e dignidade,

minha homenagem  
e admiração

A Anna Christina, a Anna Gabriella e a Anna Carollina,  
amores da minha vida,  
exemplos de família, compreensão,  
encorajamento e luta,

Dedico.

## AGRADECIMENTOS

À minha esposa Anna Christina e minhas filhas Anna Gabriella e Anna Carollina pelo amor, carinho, compreensão e paciência, exemplos sólidos de virtudes necessárias para o fortalecimento de uma família, mesmo durante as ausências e dificuldades enfrentadas durante o desenvolvimento deste trabalho.

Ao meu pai Lênio Marcello, in memoriam, que me ensinou que o caráter e o conhecimento podem ultrapassar barreiras antes ditas intransponíveis.

À minha mãe Maria de Lourdes e meus irmãos: Lênio Marcello Jr., Marcelle Henriette e Michele Christine, pelo carinho e amor, compreendendo minhas ausências durante esta longa jornada.

Ao meu sogro José Rubens, minha sogra Maria Rute e meus cunhados João Paulo e Pedro Henrique, pelo incentivo e compreensão; e à bisavó de minhas filhas Alice Moraes, a quem chamo de vovó, exemplo de matriarca que aos 92 anos de idade, ainda lúcida, ensinou-me com sua sabedoria que pequenas ações praticadas no dia-a-dia, antes despercebidas diante de meus olhos, podem ser gestos grandiosos ante aos olhos dos que as receberam.

Ao Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste (CRCN/NE), instituto integrante da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), pelo apoio e incentivo, imprescindíveis à formação de seus servidores.

Ao Departamento de Energia Nuclear (DEN) da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) pela oportunidade de desenvolver essa tese.

Ao orientador Prof. Dr. Clovis Abrahão Hazin por compartilhar seu vasto conhecimento, visão e discussões durante o desenvolvimento da tese e ao co-orientador Prof. Dr. Ricardo de Andrade Lima pela oportunidade, apoio e incentivo para a conclusão deste trabalho.

Aos membros do comitê de acompanhamento: Dr. Eudice Correia Vilela, Dr. Fernando de Andrade Lima, Dra. Helen Jamil Khoury; e bancas examinadoras: Dr. Frederico Genezini, Dr. José Wilson Vieira, Dra. Maria do Socorro Nogueira,

Dra. Suely Baptista de Oliveira, pelas críticas e sugestões, extremamente necessárias à concretização deste trabalho.

Aos professores do DEN/UFPE, em especial ao Dr. André Maciel por sua dedicação frente à coordenação do PROTEN e aos titulares das disciplinas cursadas, que contribuíram diretamente para minha formação.

Aos funcionários do DEN/UFPE, em especial à servidora Magali, exemplo de dedicação e paciência para suportar os anseios, sempre urgente, dos alunos do PROTEN.

Ao Dr. Carlos Austerlitz pela amizade e sugestões iniciais, que contribuíram para o amadurecimento deste trabalho.

Ao Dr. Maurício Moralles, do IPEN/CNEN, pela amizade, sugestões e apoio imprescindível para realização deste trabalho.

Ao amigo Dr. Cláudio José Mesquita Menezes, companheiro de turma e de luta, pelas sugestões e discussões, que compartilhou momentos de glória e revés, incentivando e estreitando ainda mais os laços de uma grande amizade e admiração.

Ao amigo Clayton Augusto Benevides, pelas valiosas discussões, sugestões e apoio, sempre seguros, necessários para a conclusão deste trabalho.

À amiga Maria da Conceição de Farias Fragoso, exemplo de luta e dedicação, que tanto apoiou diretamente nas medidas realizadas nos equipamentos de raios-X e nos momentos de dificuldades inerentes de um trabalho experimental.

Aos servidores e amigos Fábio Barros, Luiz Carlos, Mércia Liane, Renata Ramos e Vivianne Bormann, integrantes da Seção de Calibração do CRCN-NE, pela compreensão da ausência, apoio e incentivo.

Aos amigos do CRCN-NE Alberto Teodósio, Ana Cláudia, Ana Paula, George Paiva, Gilvânia, Hugo Moura, Luiz Antônio, Luiz Cabral, Marcelo Santana, Marcos Vidal e Paulo Jacinto, por contribuir de forma direta e indireta para a conclusão desta tese.

# SUMÁRIO

	<b>Página</b>
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	22
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	26
2.1 QUALIDADES DE RAIOS-X .....	26
2.1.1 Camada Semi-Redutora (CSR) .....	26
2.1.2 Qualidades de Feixes de Raios-X Diagnóstico .....	29
2.2 ESPECTROMETRIA DE RAIOS-X .....	30
2.2.1. Detectores de germânio hiperpuro (HPGe) .....	34
2.2.2. Detectores de telureto de cádmio (CdTe) .....	38
2.3 SIMULAÇÃO DE ESPECTROS DE RAIOS-X .....	43
2.3.1 Método Monte Carlo .....	43
2.3.2 Modelos semi-empíricos .....	46
2.4 COMPARAÇÃO DE ESPECTROS DE RAIOS-X .....	48
<b>3 MATERIAIS</b> .....	50
3.1 SISTEMAS DE RADIAÇÃO X .....	50
3.1.1 Sistema de raios-X de potencial constante .....	50
3.1.2 Sistema de raios-X monofásico de potencial variável .....	51
3.2 SISTEMAS DE ESPECTROMETRIA .....	53
3.2.1 Espectrômetro de HPGe .....	53
3.2.2 Espectrômetro de CdTe .....	55
3.3 SISTEMAS DE MEDIDA .....	56
3.4 FONTES RADIOATIVAS DE REFERÊNCIA .....	57
3.5 MEDIDORES DE TENSÃO .....	58
3.6 SISTEMAS AUXILIARES .....	58
<b>4 METODOLOGIA</b> .....	59
4.1 ESPECTROMETRIA DOS FEIXES PADRÕES .....	59

4.1.1 Detector de HPGe .....	59
4.1.2 Detector de CdTe .....	60
4.1.3 Comparação dos espectros de raios-X obtidos entre os detectores .....	62
4.2 SISTEMA DE RAIOS-X ODONTOLÓGICO DE POTENCIAL VARIÁVEL .....	62
4.2.1 Ajuste do kVp nominal indicado no painel de controle .....	63
4.2.2 Radiação de fuga .....	63
4.2.3 Determinação da estabilidade do tubo de raios-X em curto prazo (curva de aquecimento do tubo ou “warm-up”) .....	63
4.2.4 Determinação do tamanho e homogeneidade (uniformidade) do campo .....	64
4.2.5 Determinação da filtração inerente e da adicional que irão compor cada qualidade .....	64
4.2.6 Estudo comparativo entre o equipamento com potencial variável e os diversos aparelhos de raios-X dentários comerciais que operam na faixa nominal de 50 a 70 kV .....	65
4.2.7 Determinação da 1ª e 2ª CSR das qualidades de raios-X .....	65
4.2.8 Determinação dos espectros das qualidades implantadas e obtenção da energia média dos fótons .....	66
4.2.9 Dosimetria dos feixes de radiação .....	66
4.3 SIMULAÇÃO DOS ESPECTROS DE RAIOS-X .....	67
4.4 IMPLANTAÇÃO DAS QUALIDADES NO SISTEMA DE RAIOS-X DE POTENCIAL CONSTANTE .....	69
<b>5 RESULTADOS E DISCUSSÕES .....</b>	<b>71</b>
5.1 ESTUDO COMPARATIVO ENTRE OS DETECTORES DE HPGe e CdTe .....	71
5.1.1 Detector de HPGe .....	72
5.1.2 Detector de CdTe .....	74
5.1.3 Comparação dos espectros obtidos com os detectores de CdTe e HPGe .....	77

5.2 SISTEMA DE RAIOS-X ODONTOLÓGICO DE POTENCIAL VARIÁVEL .....	79
5.2.1 Exatidão da tensão aplicada ao tubo .....	80
5.2.2 Radiação de fuga .....	81
5.2.3 Curva de estabilidade do tubo de raios-X .....	81
5.2.4 Homogeneidade e tamanho de campo do feixe de radiação .....	82
5.2.5 Filtração inerente .....	83
5.2.6 Estudo comparativo entre diversos aparelhos de raios-X dentários comerciais e o equipamento de raios-X de potencial variável .....	84
5.2.7 Determinação da 1ª e 2ª CSR das qualidades .....	89
5.2.8 Determinação dos espectros das qualidades implantadas e obtenção da energia média dos fótons .....	90
5.2.9 Dosimetria dos feixes de radiação .....	92
5.3 SIMULAÇÃO DOS ESPECTROS DE RAIOS-X .....	93
5.4 IMPLANTAÇÃO DAS QUALIDADES NO SISTEMA DE RAIOS-X DE POTENCIAL CONSTANTE .....	96
<b>6 CONCLUSÕES .....</b>	<b>104</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>105</b>
<b>APÊNDICE 1 .....</b>	<b>115</b>
<b>APÊNDICE 2 .....</b>	<b>121</b>
<b>APÊNDICE 3 .....</b>	<b>125</b>
<b>APÊNDICE 4 .....</b>	<b>127</b>
<b>APÊNDICE 5 .....</b>	<b>129</b>
<b>ANEXO 1 .....</b>	<b>132</b>

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura</b>		<b>Página</b>
1	– Variação da CSR com o diâmetro do colimador para diferentes distâncias foco-câmara (DFC). Tensão de pico de 300 kV; filtro de 4,0 mm de Cu e distância foco-placas (DFP) igual a metade da DFC .....	27
2	– Efeito da forma de onda dos diversos sistemas geradores de tensão em relação ao espectro de raios-X .....	31
3	– O efeito de pile-up em um espectro de raios-X de um equipamento odontológico operado a 80 kV e sem filtros adicionais .....	35
4	– Comparação entre três espectros de 100 keV normalizados, obtidos com diferentes ângulos emergentes do alvo de raios-X .....	36
5	– Espectro de uma fonte de <sup>133</sup> Ba, obtido com um detector de CdTe de 3x3x1 mm, com RTD desabilitado e habilitado .....	40
6	– Espectros de raios-X não corrigido obtidos com um detector de CdTe de 3x3x1 mm .....	40
7	– Utilização do detector de CdTe para caracterização, a curto prazo, da estabilidade do tubo de raios-X .....	42
8	– Utilização do detector de CdTe para caracterização, a médio e longo prazo, da estabilidade do tubo de raios-X .....	43
9	– Aparato virtual da simulação utilizada para o cálculo da resposta do detector de CdTe .....	46
10	– Comparação dos espectros de raios-X obtidos para a qualidade RQR 5 ....	48
11	– Sistema de raios-X de potencial constante do laboratório de raios-X 320 kV da DITAN/CRCN .....	51
12	– Sistema de raios-X monofásico de potencial variável da DITAN/CRCN. Cabeçote (esquerda) e painel de comando (direita) .....	52
13	– Sistema de espectrometria da Eurisys Mesures: Detector de HPGe e criostato (esquerda) e sistema eletrônico (direita) .....	53
14	– Sistema de espectrometria da Amptek: detector de CdTe e sistema de colimação (esquerda), e analisador multicanal, fonte e amplificador (direita) .....	56

15 – Arranjo experimental para medidas dos espectros de raios-X com o detector de HPGe .....	60
16 – Arranjo experimental para medidas dos espectros de raios-X, no equipamento de raios-X monofásico variável, com o detector de CdTe ....	62
17 – Arranjo experimental para determinação das CSR´s .....	66
18 – Arranjo experimental para avaliação da taxa de kerma no ar das qualidades de raios-X determinadas no equipamento odontológico de potencial variável .....	67
19 – Programa Spec78: tela inicial para entrada dos parâmetros de simulação do espectro de raios-X .....	68
20 – Programa Spec78: tela dos resultados obtidos da simulação mostrando as características do espectro simulado .....	69
21 – Arranjo experimental para medidas dos espectros de raios-X, no equipamento de raios-X de potencial constante, com o detector de CdTe..	70
22 – Laboratório de raios-X odontológico (esquerda) e de raios-X 320 kV (direita) da DITAN/CRCN .....	71
23 – Curva de calibração em energia para o detector de HPGe obtida com o software Interwinner .....	72
24 – Espectros de 60 e 70 keV corrigidos a partir de suas respectivas distribuições de altura de pulsos, utilizando o programa de stripping .....	73
25 – Curva de calibração em energia para o detector de CdTe, com o módulo RTD ligado .....	74
26 – Resolução em energia (FWHM) para o detector de CdTe, com o módulo RTD ligado .....	75
27 – Resposta do detector de CdTe para alguns fótons monoenergéticos incidentes no cristal. Simulação obtida com o módulo RTD ligado .....	76
28 – Espectro de raios-X de 70 keV (espectro corrigido) obtido a partir de sua respectiva distribuição de altura de pulsos (espectro medido), utilizando a resposta do detector de CdTe simulado por meio do método Monte Carlo.	76
29 – Espectros de raios-X medidos (esquerda) e espectros de raios-X corrigidos (direita) obtidos com o detector de CdTe comparados aos espectros corrigidos obtidos com o detector de HPGe .....	78

30 –	Modificações estruturais no painel de comando de um equipamento de raios-X monofásico portátil. Painel original (esquerda) e painel modificado (direita) .....	79
31 –	Curvas de distribuição de altura de pulsos obtidas para tensões de operação de 50 e 60 kVp nominais .....	81
32 –	Curvas de estabilidade (warm-up) do tubo do equipamento de raios-X odontológico de potencial variável .....	82
33 –	Avaliação do tamanho de campo do feixe de raios-X para uma DFC de 100 cm .....	83
34 –	Determinação da CSR para o tubo operado a 60kV, 1mA e sem filtros adicionais .....	84
35 –	Curvas de atenuação dos raios-X dos equipamentos comerciais para determinação das CSR .....	87
36 –	Espectros obtidos dos equipamentos de raios-X do grupo de 50 keV .....	88
37 –	Espectros obtidos dos equipamentos de raios-X do grupo de 60 keV .....	88
38 –	Espectros obtidos dos equipamentos de raios-X do grupo de 70 keV .....	89
39 –	Curvas de atenuação dos raios-X do equipamento odontológico de potencial variável para determinação das CSR .....	90
40 –	Espectros de raios-X das qualidades de radiação implantadas no equipamento odontológico de potencial variável .....	91
41 –	Linearidade da taxa de kerma no ar com a corrente do tubo do equipamento de raios-X odontológico de potencial variável .....	92
42 –	Espectros de raios-X não corrigidos obtidos com a mesma filtração total e potencial aplicado ao tubo, para os sistemas de raios-X monofásico variável e de potencial constante .....	94
43 –	Comparação entre os espectros de raios-X obtidos com o equipamento monofásico de potencial variável e com o simulador de espectros Spec78.	95
44 –	Espectros de raios-X obtidos, com potenciais de 46 e 50 kV, para o equipamento de potencial constante e para monofásico de potencial variável .....	97
45 –	Espectros de raios-X obtidos, com potenciais de 56 e 60 kV, para o equipamento de potencial constante e para monofásico de potencial variável .....	97

46 – Espectros de raios-X obtidos, com potenciais de 65 e 70 kV, para o equipamento de potencial constante e para monofásico de potencial variável .....	98
47 – Distribuição de frequências acumuladas obtidas, com potenciais de 46 e 50 kV, para o equipamento de potencial constante e para o monofásico de potencial variável .....	99
48 – Distribuição de frequências acumuladas obtidas, com potenciais de 56 e 60 kV, para o equipamento de potencial constante e para o monofásico de potencial variável .....	99
49 – Distribuição de frequências acumuladas obtidas, com potenciais de 65 e 70 kV, para o equipamento de potencial constante e para o monofásico de potencial variável .....	100
50 – Curvas de atenuação dos raios-X do equipamento de potencial constante para determinação das CSR .....	101

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela</b>		<b>Página</b>
1 –	Relação entre a CSR e a filtração inerente de um equipamento de raios-X operado a 60 kV e sem filtros adicionais .....	28
2 –	Qualidades de feixes de raios-X segunda a norma IEC 1267 .....	30
3 –	Características do equipamento de raios-X monofásico de potencial variável .....	52
4 –	Especificações do detector de HPGe da Eurisys Mesures .....	54
5 –	Especificações do detector de CdTe da Amptek .....	56
6 –	Fontes radioativas de referência para calibração do sistema espectrométrico .....	57
7 –	Medidas de kVp para ajuste da indicação do painel de controle .....	80
8 –	Características dos equipamentos de raios-X odontológicos comerciais	85
9 –	Medidas de kVp nos equipamentos de raios-X odontológicos comerciais .....	85
10 –	Qualidades de feixes de raios-X implantadas no Laboratório de Raios-X Odontológico .....	91
11 –	Taxa de kerma no ar dos feixes de raios-X implantados no equipamento de raios-X odontológico de potencial variável .....	93
12 –	Parâmetros dos espectros de raios-X simulados para obtenção das qualidades de raios-X no equipamento de potencial constante .....	96
13 –	Teste de aderência de Kolmogorov – Smirnov aplicado aos espectros de raios-X .....	100
14 –	Qualidades de feixes de raios-X implantadas no Laboratório de Raios-X 320 kV (equipamento de potencial constante) .....	101

15 –	Comparação dos principais parâmetros das qualidades de feixes de raios-X obtidas neste trabalho.....	102
16 –	Taxa de kerma no ar dos feixes de raios-X odontológicos implantados no equipamento de raios-X de potencial constante .....	103

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

CdTe	Telureto de Cádmio
CH	Coefficiente de Homogeneidade
CZT	Telureto de Cádmio e Zinco
DFC	Distância Foco-Câmara
DFCol	Distância Foco-Colimador
DFP	Distância Foco-Placas (absorvedores ou filtros)
EGS	Electron Gamma Shower
FET	Transistor de Efeito de Campo
FORTRAN	FORmula TRANslator
FWHM	Full Width at Half Maximum
GEANT	GEometry ANd Tracking
HPGe	Germânio Hiperpuro
ICRP	Comissão Internacional de Proteção Radiológica
IPEM	Institute of Physics and Engineering in Medicine
MCA	Analisador Multicanal
MCNP	Monte Carlo N-Particle Transport Code
NPL	National Physical Laboratory
PPP	Potencial de Pico Prático
RTD	Rise Time Discrimination
UNSCEAR	United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation

# **PADRONIZAÇÃO DE QUALIDADES DE FEIXES DE RAIOS-X PARA USO EM RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA**

Autor: Marcus Aurélio Pereira dos Santos

Orientador: Prof. Dr. Clovis Abrahão Hazin

Co-orientador: Prof. Dr. Ricardo de Andrade Lima

## **RESUMO**

Para estabelecer características ou propriedades dos equipamentos utilizados em radiodiagnóstico, tais como câmaras de ionização e detectores semicondutores, laboratórios de calibração oferecem uma série de condições de irradiação bem definidas, comumente chamadas de qualidades de raios-X, que podem ser utilizadas em estudos de fenômenos físicos e aplicações médicas. Estas qualidades podem ser especificadas em termos de alguns parâmetros do feixe, quais sejam: (a) energia média do feixe de raios-X; (b) resolução espectral; (c) 1ª e 2ª Camadas Semi-Redutoras (CSR), e (d) filtração total. Qualidades de radiação padronizadas têm sido utilizadas em diversos campos da aplicação da radiação ionizante, exceto na área de radiologia odontológica, principalmente em aplicações na área médica e na Física com feixes de raios-X de equipamentos monofásicos com retificação de meia onda.

Visando preencher essa lacuna, um equipamento de raios-X monofásico com alta tensão e corrente do tubo ajustáveis, denominado equipamento de raios-X de potencial variável, foi desenvolvido neste trabalho, com objetivo de definir qualidades de feixes de raios-X odontológicos para fins de ensaios e calibração. Com base nos critérios da Portaria 453 – ANVISA/MS, testes de desempenho, tais como medida da tensão de pico, camada semi-redutora, radiação de fuga, tamanho e uniformidade de campo, foram realizados no sistema de raios-X monofásico de potencial variável. Espectros de raios-X, para os potenciais de 50, 60 e 70 kVp, foram obtidos por meio de um detector de CdTe da Amptek. Estes espectros foram comparados com os obtidos em dez equipamentos de raios-X odontológicos comerciais. Os resultados

mostraram que o comportamento do equipamento de potencial variável é similar aos equipamentos comerciais. A partir deste estudo, as qualidades de feixes de raios-X foram caracterizadas e implantadas no equipamento monofásico de potencial variável.

Os espectros das qualidades de raios-X implantadas foram utilizados como referência para determinação de novas qualidades de raios-X, caracterizadas para um equipamento de potencial constante. Alterações na filtração total e potenciais aplicados ao tubo de raios-X do equipamento de potencial constante possibilitaram aproximar os espectros obtidos com o equipamento de potencial constante aos espectros obtidos para o equipamento monofásico de potencial variável.

Desta forma, conjuntos de qualidades de raios-X foram padronizados e implantados em dois laboratórios de raios-X: um com equipamento odontológico de potencial variável e outro com equipamento de potencial constante.

Os feixes de raios-X de referência obtidos para estes equipamentos possibilitarão, dentre outras aplicações, realizar ensaios e calibrações para fins de estudos científicos e prestação de serviços.

**Palavras-chave: Odontologia; Qualidades de raios-X; Espectrometria de raios-X; Equipamentos de raios-X odontológico.**

# **X-RAY BEAM QUALITIES FOR DENTAL RADIOLOGY PURPOSES**

Author: Marcus Aurélio Pereira dos Santos

Adviser: Prof. Dr. Clovis Abrahão Hazin

Co-adviser: Prof. Dr. Ricardo de Andrade Lima

## **ABSTRACT**

In order to establish characteristics or properties of equipment for diagnostic radiology, e.g. ion chambers and semiconductor detectors, calibration laboratories offer a set of well-defined radiation conditions, called X-ray qualities, which can be used for many Physics studies and medical purposes. These X-ray qualities can be determined in terms of: (a) X-ray beam mean energy; (b) spectral resolution, (c) 1<sup>st</sup> and 2<sup>nd</sup> Half-Value Layers (HVL), and (d) total filtration. The standardization of radiation qualities has been carried out in several fields of study, but little attention has been given to the area of dental radiology, mainly for medical and physical applications using single-phase units with half-wave rectification.

For this reason, a single-phase dental unit with adjustable peak voltage and tube current, called “variable potential X-ray equipment”, was developed in this work, aiming to define X-ray beam qualities for test and calibrations purposes. Quality control parameters, such as kVp, HVL and radiation leakage, were evaluated according to the quality criteria set by the Brazilian Ministry of Health. X-ray spectra at 50, 60 and 70 kVp were determined by using a CdTe semiconductor detector and they were compared with those obtained for ten commercial X-ray dental units. The results showed that the behavior of the variable potential X-ray equipment is similar to the one observed for commercial X-ray equipments. As a result of this study, a set of X-ray radiation qualities for the variable potential X-ray equipment was determined.

The X-ray qualities spectra were utilized as reference for determination of a new set of X-ray qualities characterized for a constant potential X-ray equipment. Changes in total filtration and potentials applied to the X-ray tube from the constant potential X-ray equipment were carried out, aiming to define similar spectra for both constant and variable X-ray equipments.

Thus, sets of X-ray qualities were standardized and implemented in two X-ray laboratories: one with the variable potential X-ray equipment and other with potential constant X-ray equipment.

These reference X-ray beam qualities can be used for test and calibration purposes from scientific studies and services.

**Keywords: Odontology; X-ray qualities; X-ray spectrometry; Dental X-ray units.**

## 1 INTRODUÇÃO

Dentre as aplicações de fontes de radiações ionizantes produzidas pelo homem, as utilizadas no campo de radiodiagnóstico médico e odontológico são as que mais contribuem para a exposição da população (UNSCEAR, 1993). Na área médica, cerca de 90% da exposição da população do Reino Unido é devido à radiologia diagnóstica (IPSM, 1992). Já nos Estados Unidos este número chega aos 60% (BUSHONG, 1997).

Por conseqüência desse aumento da exposição, aliado ao fato de que pelo menos 25% da população mundial já fizeram algum tipo de exame médico radiológico desnecessário (MATTSSON; ALMÉN, 1995), torna-se indesejável a realização de exames que não sejam imprescindíveis e faz-se necessário algum método de redução de doses sem a perda da informação necessária ao bom diagnóstico.

Desta forma, a ICRP (International Commission on Radiological Protection), através da sua Publicação 60 (ICRP, 1991), ratificou o princípio de que nenhuma prática que envolva exposição à radiação ionizante deve ser adotada a menos que produza benefício suficiente aos indivíduos de modo a compensar todo o detrimento causado por esta exposição. Além disso, as exposições às radiações ionizantes revelam a necessidade de um controle de dose, tanto de indivíduos ocupacionalmente expostos, quanto de pacientes.

Com relação aos exames de radiodiagnóstico, uma vez clinicamente justificados, devem ser otimizados, tanto no que se refere a processos de obtenção de imagens, como de interpretação dos resultados. O melhor emprego das radiações ionizantes envolve a interação entre três fatores importantes no processo de obtenção da imagem: a qualidade diagnóstica da imagem radiográfica, a seleção da técnica radiográfica e a dose de radiação para o paciente (POTIENS, 1999).

No campo específico da radiologia odontológica, o crescente aumento do número de equipamentos de raios-X e, conseqüentemente, do número de radiografias dentárias, tem suscitado questões a respeito da qualidade de imagem para o diagnóstico e o risco a que estão submetidos os pacientes.

Segundo Mota et al. (1994), estima-se que existam cerca de 60.000 equipamentos de raios-X odontológicos intra-orais no país, contribuindo com quase 20% do número total de exames radiográficos realizados anualmente. Também no Brasil, a UNSCEAR, em levantamento realizado entre 1991 e 1996, estimou um

número da ordem de 75.000 aparelhos de uso em odontologia, respondendo por cerca de 30% do número total de exames anuais (UNSCEAR, 1993). Estes dados evidenciam a necessidade de um conhecimento maior sobre as doses ministradas em pacientes para o diagnóstico, objetivando uma melhor proteção do próprio paciente, dos profissionais e indivíduos do público e minimizando os riscos associados a esta prática.

O Ministério da Saúde, através da Portaria N° 453 (MS, 1998), estabeleceu as Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico, normatizando a utilização dos equipamentos de raios-X nestas áreas, incluindo programas de garantia da qualidade, visando a defesa da saúde dos pacientes, profissionais e da população em geral.

Programas de controle de qualidade são fundamentais para garantir uma boa qualidade de imagem, assegurando um diagnóstico mais preciso (UYS et al., 1995). Estes programas têm por finalidade diminuir a dose de radiação recebida por pacientes por meio da redução de problemas de funcionamento inadequado de equipamentos de raios-X e acessórios. Atualmente, tem-se notado uma preocupação bastante acentuada na proteção radiológica e no controle de qualidade em radiologia odontológica, tanto em relação a critérios de imagem quanto aos parâmetros do próprio equipamento odontológico (LECOMDER; FAULKNER, 1993; MOTA et al., 1994; PREECE; JENSEN, 1983; SALGADO, 2005; VELÁSQUEZ; MOTA, 1993).

De um modo geral, a preocupação de pesquisadores em avaliar os parâmetros da técnica radiológica que influenciam a dose e a qualidade de imagem, dentro destes programas de controle de qualidade, tem levado ao desenvolvimento de instrumentação capaz de avaliar tais parâmetros. Um exemplo disto são os dispositivos utilizados para análise do desempenho de equipamentos de raios-X odontológicos intra-orais (BRH, 1976; PEIXOTO; FERREIRA, 1982; MELO, 2002).

Porém, para o estabelecimento de características, aspectos ou propriedades de instrumentos utilizados na área odontológica, faz-se necessário a obtenção de feixes de raios-X padronizados, que representem os feixes encontrados em equipamentos de raios-X odontológicos comerciais.

A busca por padronização de feixes de radiação utilizados em radiologia tem conduzido laboratórios de metrologia a oferecer séries de condições de irradiação bem definidas, comumente chamadas de qualidades de radiação.

Desta forma, as qualidades de radiação têm sido uma importante ferramenta sob dois pontos de vista: de regulamento e padronização, e de aplicação (IEC, 2002). Sob o primeiro ponto de vista, estas qualidades de radiação seriam necessárias para:

- Serem disponibilizadas internacionalmente para padrões específicos de operação de equipamentos de raios-X, por exemplo, em mamografia, fluoroscopia e tomografia;

- Prover uma base para harmonização de padrões nacionais já existentes;

- Prover um conjunto de qualidades de radiação para descrever ou avaliar a performance dos equipamentos de raios-X para benefício do próprio fabricante, usuários, pacientes e autoridades reguladoras;

- Resolver problemas de comunicação entre fabricantes, usuários e autoridades reguladoras, providas da deficiência de definições aceitas internacionalmente e de metodologias de testes.

Sob o segundo ponto de vista, estes conjuntos de qualidades de radiação, em geral, poderiam ser utilizados em:

- Testes de controle de qualidade junto aos fabricantes;

- Calibração de instrumentação;

- Testes de tipo (Type Test) de equipamentos;

- Inspeções e testes realizados por autoridades reguladoras;

- Estudos científicos físicos e médicos em laboratórios de pesquisa ou instalações médicas.

- Determinação de características de equipamentos acessórios, tais como medidores de kVp, medidores de tempo de exposição, etc.

Conjuntos de qualidades de feixes de raios-X têm sido caracterizados e padronizados em diversos campos de aplicação da radiação ionizante, tais como radioproteção, radioterapia e radiologia (DIN, 1983; IEC, 1994, 2002; ISO, 1996; NCRP, 1981). Porém, no campo de radiologia, pouca ênfase foi dada na área odontológica. Busca-se, neste contexto, somar aos conjuntos de qualidades de feixes de radiação já existentes uma série para utilização em tal área.

Assim, o objetivo deste trabalho foi padronizar qualidades de feixes de raios-X de referência para utilização em radiologia odontológica, que poderão ser implantados em laboratórios de metrologia para fins de determinação de características dos

instrumentos existentes e/ou em desenvolvimento, calibração de equipamentos de medida de radiação ionizante e ensaios realizados nestes feixes de radiação X.

Desta forma, o presente trabalho consistiu na padronização de qualidades de feixes de raios-X, na área de radiologia odontológica, obtida a partir do conhecimento dos espectros de equipamentos de raios-X odontológicos comerciais disponíveis atualmente no país. Estas qualidades foram obtidas na faixa de tensões onde se enquadram os diversos modelos de equipamentos comerciais, ou seja, no intervalo de 50 a 70 kV.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 QUALIDADES DE RAIOS-X

#### 2.1.1 Camada semi-redutora (CSR)

Em radiologia, tem-se o interesse em determinar o grau de atenuação do feixe de raios-X no paciente. Logo, torna-se necessário descrever a natureza do feixe em termos da sua habilidade para penetrar em um material de composição conhecida. Em certas circunstâncias é conveniente expressar o poder de penetração, conhecido como qualidade de um feixe de raios-X, em termos de um parâmetro chamado Camada Semi-redutora (CSR) (NOGUEIRA, 1997).

A CSR é definida como a espessura de um determinado material que atenua o feixe de radiação de tal forma que a intensidade da radiação é reduzida à metade do seu valor inicial (ICRU, 1970).

Em medidas de CSR de feixes de radiação faz-se necessário o uso de um sistema de colimação, com finalidade de reduzir o tamanho de campo, para minimizar a influência da radiação espalhada proveniente do absorvedor sobre a câmara de ionização, que poderia acarretar um aumento desta CSR (NCRP, 1981). Por outro lado, o campo de radiação deve ser suficiente grande para envolver todo o volume sensível do detector (condição de boa geometria).

Em geral, para se obter o valor correto da CSR, deve-se utilizar:

- Tamanho de campo limitado (feixe estreito);
- Grande distância entre o absorvedor e o dispositivo de medição;
- Câmara de ionização de baixa dependência energética sobre a faixa de interesse;
- Câmara monitora (de transmissão) para corrigir variações no rendimento do tubo de raios-X (recomendável);
- Espessura do colimador suficiente para absorver o feixe primário;
- Método radiográfico para checar o alinhamento.

Trout, Kelley e Lucas (1960) desenvolveram uma técnica de medida para obtenção do valor da CSR com precisão. Os autores utilizaram o método da extrapolação para um campo com diâmetro nulo, no qual a CSR é determinada em três ou mais tamanhos de campos e o valor da CSR para o tamanho de campo nulo é obtido pela extrapolação das CSR's obtidas nos diferentes tamanhos de campo de radiação (Figura 1).

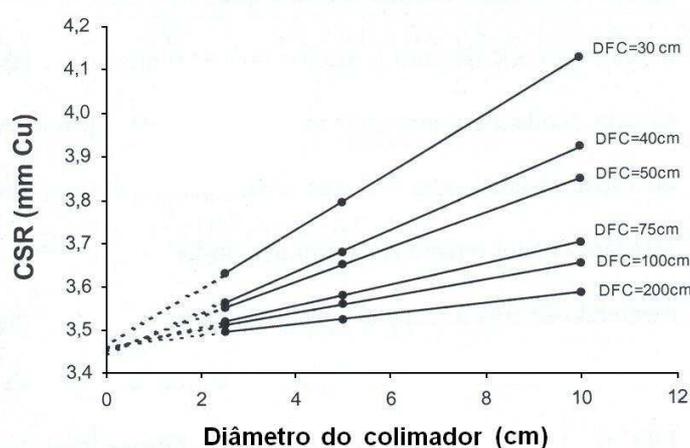


Figura 1 – Variação da CSR com o diâmetro do colimador para diferentes distâncias foco-câmara (DFC). Tensão de pico de 300 kV; filtro de 4,0 mm de Cu e distância foco-placas (DFP) igual a metade da DFC.

Fonte: Trout, Kelley e Lucas (1960).

A CSR também pode ser utilizada na determinação de filtração inerente de um equipamento de raios-X. A relação entre o valor obtido para a primeira CSR, sem utilização de filtros adicionais, em um feixe de raios-X de 60 kV e o valor de sua filtração inerente total pode ser vista na Tabela 1 (ISO, 1996; TAYLOR, 1959).

Apenas a primeira CSR não é suficiente para descrever a natureza de um feixe de radiação, pois diferentes condições de irradiação, operando com o mesmo potencial de tubo, podem apresentar o mesmo valor da primeira CSR. Sendo assim, faz-se necessário fornecer o valor da segunda CSR ou do coeficiente de homogeneidade.

Tabela 1 – Relação entre a CSR e a filtração inerente de um equipamento de raios-X operado a 60 kV e sem filtros adicionais.

<b>CSR (mmAl)</b>	<b>Filtração inerente total (mmAl)</b>
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

Fonte: ISO (1996).

A segunda CSR é então definida como a espessura do material absorvedor necessária para reduzir à metade a intensidade da radiação emergente da primeira CSR. Já o coeficiente de homogeneidade (CH) é definido como a razão entre a primeira e a segunda CSR.

$$CH = \frac{CSR_1}{CSR_2} \quad (1)$$

Para um feixe não monoenergético, o valor da segunda CSR é sempre maior que a primeira, devido ao “endurecimento” do feixe ao ultrapassar a espessura do material absorvedor que compõe esta última. Portanto, o valor do CH é sempre menor que um e seu valor fornece o indicativo de quão próximo de um feixe monoenergético se encontra o feixe de raios-X em estudo.

### 2.1.2 Qualidades de feixes de raios-X diagnóstico

Em geral, a qualidade de um feixe de raios-X pode ser especificada em termos da energia média do feixe, da resolução espectral, da primeira CSR, da segunda CSR ou CH, da tensão aplicada ao tubo e da filtração total. Estes dados constituem uma importante base para obtenção e/ou simulação da distribuição de energias desse feixe.

A metrologia em radiologia diagnóstica depende de muitos parâmetros físicos, visto que a resposta dos instrumentos de medida, geralmente, possui forte dependência com a energia, em especial na faixa de poucos kVp a 150 kVp. Assim, a implantação de feixes padronizados para radiologia diagnóstica visa oferecer uma possibilidade consistente de calibração de cada tipo de instrumento com um espectro de radiação o mais próximo possível do feixe utilizado na prática clínica (PEIXOTO, 2002).

Com esta finalidade de padronização, conjuntos de qualidades de feixes de raios-X para a área de radiologia diagnóstica têm sido caracterizados por laboratórios de metrologia.

Kramer (1992) publicou o resultado de uma intercomparação dosimétrica em radiologia diagnóstica realizada na Europa, utilizando as qualidades de radiação propostas pelo PTB, incluindo as de mamografia, e que foram difundidas como qualidades de referência para calibração de instrumentos.

A IEC (1994), através de sua publicação 1267, estabeleceu um conjunto de qualidades de radiação bem definidas, que podem ser utilizadas na área de radiodiagnóstico. A Tabela 2 descreve as qualidades de feixes de raios-X diretos e atenuados segundo esta Norma.

Pesquisadores têm caracterizado e implantado qualidades de radiação na área diagnóstica (PEIXOTO, 2002; GUERRA, 2001; MAIA, 2005), porém pouca ênfase tem sido dada na área odontológica.

No Brasil, como praticamente todos os aparelhos de raios-X odontológicos periapicais são monofásicos com retificação de meia onda, nota-se a necessidade de se estabelecer feixes padrões que possam ser úteis na determinação de características dos instrumentos utilizados em tal área.

Tabela 2 – Qualidades de feixes de raios-X segundo a Norma IEC 1267.

<b>Qualidade de radiação</b>	<b>Tensão (kV)</b>	<b>Filtração Adicional (mmAl)</b>	<b>CSR (mmAl)</b>
Feixes diretos			
RQR 2	40	2,5	1,0
RQR 3	50	2,5	1,5
RQR 4	60	2,5	2,0
RQR 5	70	2,5	2,5
RQR 6	80	2,5	2,9
RQR 7	90	2,5	3,3
RQR 8	100	2,5	3,7
RQR 9	120	2,5	4,5
RQR 10	150	2,5	5,7
Feixes atenuados			
RQA 2	40	6,5	2,4
RQA 3	50	12,5	4,0
RQA 4	60	18,5	5,7
RQA 5	70	23,5	7,1
RQA 6	80	28,5	8,4
RQA 7	90	32,5	9,1
RQA 8	100	36,5	9,9
RQA 9	120	42,5	11,5
RQA 10	150	47,5	12,8

Fonte: IEC (1994).

## 2.2 ESPECTROMETRIA DE RAIOS-X

A determinação do espectro de energia de fótons permite obter um conhecimento preciso do fluxo de radiação emitida por um aparelho de raios-X, que pode ser convertida, por exemplo, em uma medida dosimétrica. Seu conhecimento possibilita o entendimento dos processos de aquisição de uma imagem radiológica, podendo ser útil, por exemplo, na dosimetria de pacientes, cálculos de radioproteção e otimização da qualidade de imagem, além da determinação do potencial aplicado ao tubo de raios-X e em estudos de variação da filtração total. Em metrologia, os espectros de raios-X são de extrema importância para se conhecer a qualidade do feixe de radiação que poderá ser utilizada, por exemplo, para fins de calibração de instrumentos e ensaios.

A forma do espectro dos fótons produzidos por uma máquina de raios-X é uma função complexa, que depende do tipo de tubo utilizado, do material do alvo, da

filtração adicional e inerente, da diferença de potencial aplicada entre os eletrodos e da intensidade da corrente do tubo (JACOMINO, 1982). Adicionalmente, a forma de onda da tensão do tubo também influencia o espectro de raios-X.

Os fatores mencionados acima podem afetar o espectro de raios-X, tanto na quantidade de fótons, aumentando ou diminuindo a área sob a curva, quanto na energia média, deslocando a curva ao longo do eixo das energias (abscissa).

Existem cinco tipos de retificação da forma de onda da tensão aplicada aos tubos de raios-X: as monofásicas de meia-onda e onda completa, as trifásicas de seis e doze pulsos e a de alta frequência. Cada um desses tipos de forma de onda está associado a uma flutuação (“ripple”) de tensão, que é definida como a porcentagem de variação da tensão de pico aplicada ao tubo de raios-X. Quanto menor for este ripple, maior será o aproveitamento de todo o tempo de exposição para produzir raios-X de forma mais eficiente (o sistema de raios-X funcionará como um gerador de tensão constante). Assim, o tipo de ripple do gerador de tensão do equipamento influencia diretamente o espectro de raios-X obtido.

Uma comparação dos espectros de raios-X produzidos com um sistema monofásico, um trifásico de doze pulsos e um de alta frequência, operados com a mesma diferença de potencial e mesma corrente de tubo, pode ser vista na Figura 2. Observa-se que quanto menor for o “ripple” de tensão (que é o caso do sistema de alta frequência) maior será o deslocamento da energia média do espectro para a região de altas energias, além de o espectro apresentar uma maior produção de fótons de raios-X em toda a faixa de energia, inclusive no espectro discreto.

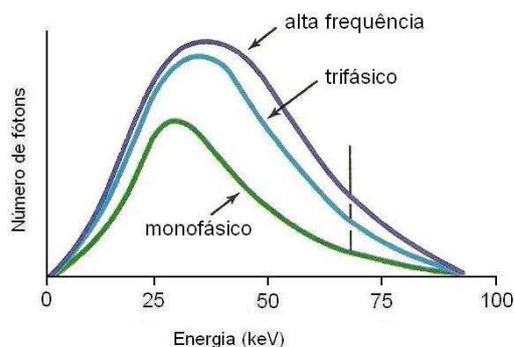


Figura 2 – Efeito da forma de onda dos diversos sistemas geradores de tensão em relação ao espectro de raios-X.

Na tentativa de encontrar uma tensão efetiva aplicada ao tubo de raios-X para compensar este efeito da forma de onda no espectro produzido, Kramer et al. (1998) estabeleceram uma nova grandeza denominada Potencial de Pico Prático (PPP). Esta grandeza é baseada no fato de que os potenciais aplicados aos tubos de raios-X, independente da forma de onda da tensão, devem ser tais que as radiações geradas por estes potenciais produzam o mesmo contraste de imagem que a radiação gerada por um equipamento de raios-X de potencial constante. Assim, equipamentos de raios-X com diferentes tipos de forma de onda de tensão teriam diferentes valores de potencial aplicado ao tubo de raios-X de forma a produzir o mesmo contraste.

O conceito da grandeza PPP possui ampla disseminação no meio científico e já existem medidores de kVp não invasivos calibrados nesta grandeza, além de metodologias para uso de tais medidores de kVp em medidas do potencial aplicado ao tubo de raios-X (IEC, 2002).

De um modo generalizado, existem vários métodos para determinação de espectros de raios-X e que podem ser classificados como:

- a) Experimentais: medidas de atenuação utilizando dosímetros ou medidas de espectros utilizando espectrômetros;
- b) Numéricos: utilização de métodos Monte Carlo;
- c) Semi-empíricos: Utilização de modelos, tais como o de Birch e Marshall (1979) e o de Tucker, Barnes e Chakraborty (1991).

Lankipalli et al. (2001) utilizaram cinco métodos para determinar espectros de fluência de fótons de um equipamento de raios-X dentário de potencial constante: Espectrômetro de telureto de zinco e cádmio (CZT); simulação por Monte Carlo; métodos semi-empíricos de Birch-Marshall e de Tucker-Barnes-Chakraborty; e estimativa através de dados de transmissão. Os autores concluíram que as energias médias de cada espectro, pelos diferentes métodos, encontravam-se dentro de 2,4% de diferença entre si, mostrando, desta forma, uma boa concordância entre os métodos.

As medidas experimentais de espectros de energia dos raios-X, principalmente na área de radiologia e odontologia, começaram a ter um impulso com o desenvolvimento dos detectores cintiladores de iodeto de sódio (NaI), em meados do século passado (CORMACK et al., 1955; CORMACK; BURKE; DAVITT, 1958; WANG; RARIDON; TIDWELL, 1957).

Richards (1964) apresentou um conjunto de séries de espectros produzidos por um tipo de gerador de raios-X médico operado em níveis de tensões comparáveis com aqueles utilizados em radiografias dentárias. Era o primeiro passo para determinação de espectros na área odontológica.

Porém, foram Barr e Garcia (1966), os primeiros a estudar, utilizando um detector de NaI, as características espectrais de feixes de raios-X de quatro equipamentos odontológicos da época. Um ano após, Garcia (1967) comparou estes espectros experimentais com os modelos teóricos desenvolvidos por Kramers (1923), obtendo uma boa concordância entre as curvas experimentais e teóricas para cada tipo de equipamento de raios-X descrito anteriormente.

A espectrometria de raios-X teve um grande avanço no início da década de 1960 com o desenvolvimento dos detectores semicondutores, tais como o Si(Li) e o Ge(Li). Estes tipos de detectores possuem uma alta resolução energética comparados com os detectores de NaI, permitindo assim uma discriminação de fótons de energias bem próximas entre si. O conjunto espectrométrico, detector e eletrônica associada, permite a medição da intensidade de fótons de raios-X em pequenos intervalos de energia.

Drexler e Gossrau (1968) utilizaram o detector de Ge(Li) para obter espectros de raios-X filtrados, utilizados em radiodiagnóstico para propósitos de calibração.

Cho et al. (1978) mediram espectros, utilizando um detector de Si(Li), de um aparelho de raios-X dentário autoretificado, fabricado especialmente para suas pesquisas, com operação na faixa de 50 a 100 kVp. Este equipamento permitia uma variação de corrente na faixa de 0 a 10 mA e possuía uma filtração inerente equivalente a 3 mmAl. Os autores obtiveram espectros, para os potenciais de 60, 70, 80 e 90 kVp, sem e com filtração adicional (2 mmAl e 0,1 mmCu) e também os transmitidos através de um fantoma (Phantom Lip) constituído de 7mm de acrílico. Eles concluíram que a razão entre o número de fótons atenuado pelo fantoma e o incidente sobre ele decresce exponencialmente com o aumento da energia média, sendo apropriado expressar a qualidade do feixe de radiação em termos de energia média.

### 2.2.1 Detectores de germânio hiperpuro (HPGe)

A partir de 1971, os detectores de germânio hiperpuro (HPGe) tornaram-se disponíveis no mercado mundial (GE, 1972). Neste tipo de detector, as concentrações de impurezas são da ordem de uma parte por  $10^{12}$  e por esta razão não se necessita da técnica de infusão de lítio (Lithium drifting) para se obter o volume sensível do detector, como no caso dos detectores de Ge(Li).

Fewell e Weaver (1975) utilizaram um detector de HPGe para obtenção de espectros de entrada e saída em procedimentos típicos de diagnóstico de um equipamento de raios-X de potencial constante operado com correntes de tubo na faixa de 1 a 5 mA. Os autores também discutiram a influência de fenômenos que causam distorções no espectro, tais como a taxa de contagem elevada e distorções dos sinais do detector.

A espectrometria de raios-X na área de radiodiagnóstico utilizando tais detectores possui alguns inconvenientes que precisam ser observados e corrigidos para se determinar o espectro de energia real. Um deles é que a taxa de fluência de fótons em radiologia é considerada alta, da ordem de  $10^{10}$  fótons/cm<sup>2</sup> s para 100 kV e 25 mA a 1m do ponto focal (TENNEY, 1984). Esta taxa de fluência ocasiona no detector um efeito conhecido como empilhamento de pulsos (Pile-up), devido às limitações do detector e ao tempo morto do sistema espectrométrico.

Estes pulsos “Pile-up” ocorrem quando dois ou mais fótons interagem com o detector em intervalos de tempo muito próximos, menores que a resolução temporal, e são contados como se fossem um único fóton de energia igual à soma desses fótons, causando assim uma distorção no espectro de energia. Um espectro de raios-X com a visualização deste efeito (Figura 3) foi obtido com um detector de HPGe a 1 m do ponto focal, utilizando-se um equipamento dentário operado a 80 kV e sem filtração adicional. Este espectro de raios-X deveria ter o valor de energia máxima em 80 keV, porém devido ao efeito “pile-up” o mesmo apresenta uma energia máxima próximo a 160 keV.

Uma das maneiras de reduzir ou eliminar tais pulsos “pile-up” é diminuir a taxa de fluência, através da redução da corrente do tubo. O laboratório primário alemão Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), por exemplo, possui um

equipamento de raios-X especial que fornece correntes de tubos da ordem de 100  $\mu\text{A}$ . Já o National Physical Laboratory (NPL), do Reino Unido, possui um gerador de raios-X que opera com correntes mínimas da ordem de 20  $\mu\text{A}$  (ROSSITER; WILLIAMS; LIVINGSTON, 1992).

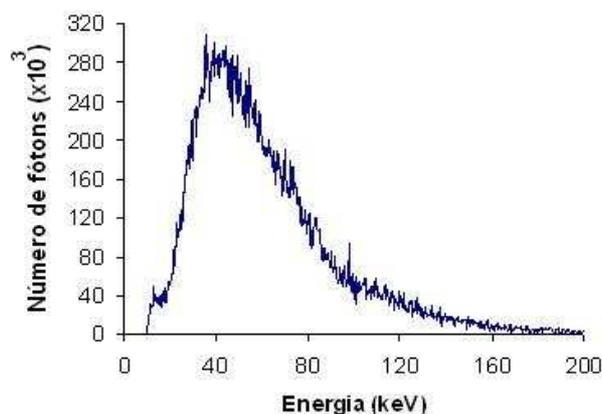


Figura 3 – O efeito de pile-up em um espectro de raios-X de um equipamento odontológico operado a 80 kV e sem filtros adicionais.

Porém, usualmente, a intensidade do feixe de radiação que irá interagir com o detector pode ser reduzida através do uso de pequenos colimadores, chamados de “pinhole”, de diâmetros da ordem de décimos de milímetros, e com o aumento da distância foco-detector. Nestes casos, é fundamental que se realize um alinhamento preciso do feixe de radiação com o detector, pois qualquer rotação deste em relação ao feixe de radiação ocasionará a obtenção de um espectro diferente do que se observaria com o detector corretamente alinhado. Outro fator importante é o cuidado com a atenuação do feixe no ar devido à distância, principalmente quando se pretende obter espectros de raios-X de baixas energias (HPA, 1976).

Bhat et al. (1999) observaram a influência da medida do espectro de um gerador de raios-X de potencial constante em relação a três ângulos emergentes do alvo de raios-X. As medidas foram realizadas utilizando um espectrômetro de HPGGe no eixo central (ângulo de  $0^\circ$ ), a  $6^\circ$  para o lado do catodo e a  $6^\circ$  para o lado do anodo (Figura 4). As curvas mostram a importância do correto alinhamento entre o sistema detector e o feixe de radiação para que não se obtenha um espectro diferente do que seria obtido ao se medir no eixo central do feixe de radiação.

Um espectrômetro consiste principalmente do sensor (detector), do sistema amplificador e do analisador multicanal. O resultado direto de uma medida espectrométrica é uma distribuição de altura de pulsos, e não um espectro de fótons. Por isso, há necessidade de correção desta distribuição de altura de pulsos para se determinar o espectro de fótons verdadeiro. Este procedimento é denominado de “desmembramento” (stripping).

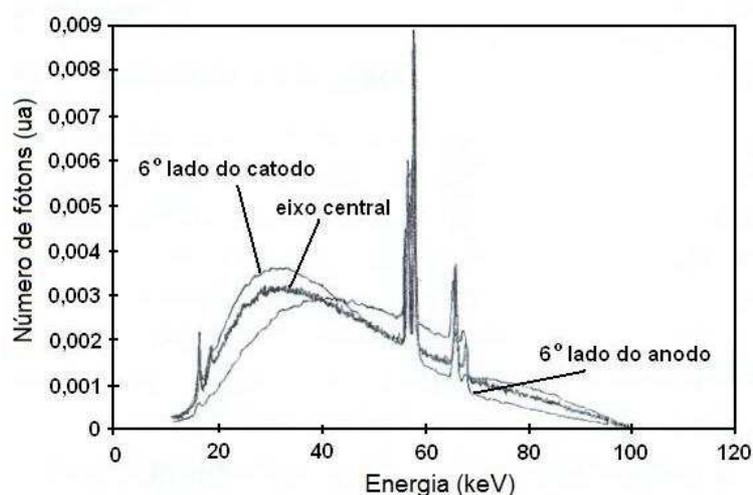


Figura 4 – Comparação entre três espectros de 100 keV normalizados, obtidos com diferentes ângulos emergentes do alvo de raios-X.

Fonte: Bhat e Pattison (1999).

Seelentag e Panzer (1979) desenvolveram um método de “stripping” de correção da distribuição de altura de pulsos para feixes de raios-X de Bremsstrahlung para a região de energia até 300 keV. Segundo os autores, três correções precisam ser realizadas para se obter o espectro de fótons verdadeiro: a primeira para a fração K-escape dos raios-X da camada “K” do germânio, para energias superiores a 10 keV; a segunda para o Compton Contínuo, que se torna considerável na distribuição de altura de pulsos medida para tensões aplicadas ao tubo superiores a 100 kVp; e a terceira para absorção de fótons incompleta.

Desta forma, o número verdadeiro de fótons de energia  $E_o$  (keV) será dado por:

$$N_t(E_o) = \left[ N_m(E_o) - \eta_k(E_o + 10) N_t(E_o + 10) - \sum_{E=E^*}^{E_{MAX}} h(E) N_t(E) \right] / \varepsilon(E_o) \quad (2)$$

Onde:

$N_t$  → Número verdadeiro de fótons, com energia  $E_o$ ;

$N_m$  → Número medido de fótons (distribuição de altura de pulsos);

$\eta_k(E)$  → Fração de escape K;

$h(E)$  → Fator de correção do Compton Contínuo;

$\varepsilon(E)$  → Eficiência no fotopico;

$E_{MAX}$  → Energia máxima do espectro;

$E^*$  → Energia de corte do Compton (em keV), que é igual a:

$$(E_o / 2) + [(E_o^2 / 4) + 255,5 E_o]^{1/2} \quad (3)$$

Após a obtenção dos espectros verdadeiros de fótons, a partir de uma distribuição de altura de pulsos, a energia média ( $E_{méd}$ ) dos fótons de raios-X pode então ser determinada a partir das seguintes relações (ICRU, 1998):

$$\Phi = \sum_{n=1}^n \left[ \frac{d\Phi(E_n)}{dE} \right] (\Delta E_n) \quad (\text{fótons / cm}^2) \quad (4)$$

$$E_{méd} = \frac{\sum_{n=1}^n \left[ \frac{d\Phi(E_n)}{dE} \right] E_n (\Delta E_n)}{\Phi} \quad (\text{keV}) \quad (5)$$

onde  $d\Phi(E_n)$  é o número de fótons da distribuição do espectro de energia no intervalo de energia  $\Delta E$ , cuja energia é  $E_n$ .

Este procedimento de stripping foi aplicado, ainda em 1979, em espectros catalogados por Seelentag et al. (1979) obtidos de qualidades de raios-X desenvolvidas em diversos laboratórios de metrologia, utilizando equipamentos de raios-X monofásicos e de potencial constante, além de um detector de germânio hiperpuro.

### 2.2.2 Detectores de telureto de cádmio (CdTe)

Os detectores de telureto de cádmio (CdTe) têm sido estudados desde meados de 1960 (AUTAGAWA; ZANIO; MAYER, 1967; CORNET et al., 1970; MAYER, 1967) e pertencem à nova família de cristais semicondutores empregados na espectroscopia de fótons. O CdTe combina números atômicos relativamente elevados (48 e 52 para Cd e Te, respectivamente), que resulta em um bom coeficiente de absorção para fótons de raios-X na faixa de energia do diagnóstico, com uma larga faixa de energia de *bandgap* (1,52 eV), que permite sua operação à temperatura ambiente. A mobilidade dos portadores de carga é de 80 cm<sup>2</sup>/V s para as lacunas e 1000 cm<sup>2</sup>/V s para os elétrons, sendo sua energia de ionização média de 4,43 eV/par de íons (McGREGOR; HERMON, 1997). A absorção fotoelétrica é o mecanismo da interação predominante das radiações gama e X nos cristais de CdTe para energias de até 260 keV (MALM, 1972), sendo a probabilidade de absorção por unidade de comprimento cerca de cinco vezes maior do que no germânio e de cem vezes maior do que no silício.

Diversos trabalhos têm mostrado a praticidade deste detector, principalmente por não necessitar de sistema de criogenia para sua operação, tornando o aparato experimental bastante simples e facilitando seu uso até mesmo fora de laboratórios, como por exemplo, em condições clínicas (MATSUMOTO et al., 2000).

As imperfeições apresentadas na estrutura cristalina do CdTe, tais como impurezas, deslocamentos planares e problemas na superfície do cristal, podem causar efeitos indesejados. Um deles é a formação de centros de armadilhamento de cargas, que capturam temporariamente uma fração das cargas geradas pelos fótons incidentes, para posteriormente liberar parte das mesmas (LUTZ, 1999). A quantidade de cargas capturadas depende da distância que os portadores de carga devem percorrer antes de serem coletados. Desta forma, o armadilhamento de cargas impede a completa coleta de cargas pelos eletrodos, principalmente as lacunas, e provoca uma dependência da eficiência de coleção das mesmas com o local onde ocorreu a interação dos fótons com o cristal, fazendo com que a relação entre a carga e a energia absorvida não seja linear. Assim, por causa da pobre eficiência de coleção das lacunas, principalmente nas interações com fótons de energias mais altas (onde a interação se dá em camadas mais

profundas do cristal), as resoluções energéticas encontradas neste tipo de detector não são comparáveis com as obtidas com os detectores de HPGe e Si(Li). Para fótons de energias mais baixas, onde as interações ocorrem próximo à superfície do cristal (próximo ao cátodo), a resolução energética melhora devido à fácil coleta das lacunas por este eletrodo. Devido a esta dificuldade de transporte dos portadores de carga, a maioria dos detectores de CdTe possui espessuras relativamente pequenas (1 a 2 mm), sendo fabricados em geometria planar (KNOLL, 1999).

A consequência do armadilhamento de cargas na resposta do espectro de fótons gama é a presença de caudas na região de baixas energias dos fotopicos (EISEN; HOROVITZ, 1994). A Figura 5 mostra as caudas dos picos de 30 keV e de 81 keV de uma fonte de  $^{133}\text{Ba}$ . Portanto, a qualidade do espectro é principalmente limitada pelo efeito da baixa velocidade de transporte das lacunas dentro do cristal, sendo conhecido como *Hole Tailing*. Este efeito em relação ao espectro de fótons de raios-X aparece como distorções no lado de baixa energia, sendo mais acentuado para valores mais altos de potenciais aplicados ao tubo de raios-X (Figura 6). Para diminuir este efeito na formação dos espectros de fótons, os fabricantes têm desenvolvido módulos eletrônicos analógicos de discriminação do tempo de subida do pulso, onde os pulsos com tempos de subida mais lentos, geralmente influenciados pelo armadilhamento de cargas, são descartados. A Amptek Inc., por exemplo, tem este módulo, chamado de *Rise Time Discrimination* (RTD), acoplado aos seus sistemas de espectrometria.

Para o CdTe, os pulsos com tempo de subida mais lentos ocorrem próximo à região do ânodo, onde a distância percorrida pelas lacunas antes de serem coletadas é maior. Desta forma, o módulo RTD tende a rejeitar pulsos cujos eventos ocorram a partir de uma determinada distância em relação ao cátodo. Como consequência, a eficiência de detecção diminui significativamente, devido à “aparente” redução do volume sensível do detector. Como as propriedades de transporte de cargas nos cristais não são rigorosamente controladas pelo fabricante, variações significativas do volume efetivo com o RTD habilitado são esperadas (BONIFÁCIO, 2007). Diferenças na medição do espectro de uma fonte de  $^{133}\text{Ba}$  com o RTD ligado e desligado podem ser vistas na Figura 5 (figura ampliada) onde é evidente a diminuição da cauda formada no lado de baixa energia do fotopico de 81 keV. Para fótons de baixas energias, observa-se que o efeito deste módulo é mínimo, uma vez que estes fótons são

absorvidos próximo à região do cátodo do detector, onde o efeito do armadilhamento na coleção de cargas é pequeno e/ou insignificante.

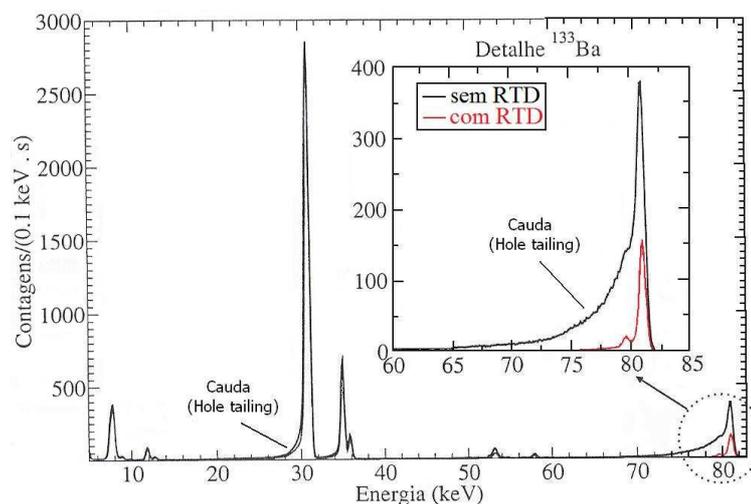


Figura 5 – Espectro de uma fonte de  $^{133}\text{Ba}$ , obtido com um detector de CdTe de 3x3x1 mm, com RTD desabilitado e habilitado.

Fonte: Bonifácio (2007).

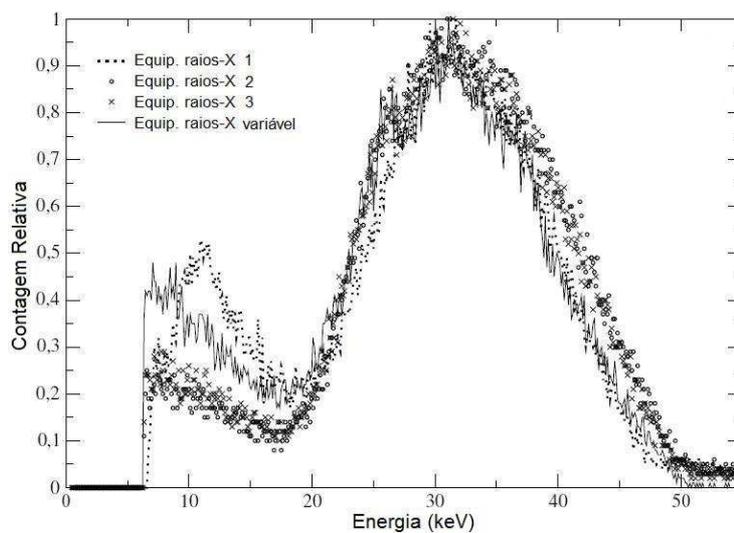


Figura 6 – Espectros de raios-X não corrigidos obtidos com um detector de CdTe de 3x3x1 mm.

Detectores de CdTe disponíveis comercialmente possuem tamanhos que variam de 1mm até 1 cm de diâmetro, mas suas espessuras são normalmente limitadas a poucos milímetros. Eles são geralmente operados em temperaturas de até 30 °C sem excessivo ruído. Resoluções energéticas de até 1,7 keV FWHM para 59,5 keV e 20 keV FWHM para 662 keV podem ser alcançadas. Resultados recentes com detectores de CdTe de pequeno diâmetro têm mostrado sua utilidade como um espectrômetro portátil para uso em feixes de raios-X (principalmente na faixa do radiodiagnóstico) no qual o cristal e o transistor de efeito de campo (FET) do pré-amplificador são resfriados termoelectricamente por efeito Peltier, a uma temperatura de -30°C, reduzindo a corrente de fuga do detector e o ruído do pré-amplificador. Com o uso de refrigeração, a resolução energética tem alcançado 1,3 keV FWHM para 59,5 keV e 13 keV FWHM para 662 keV (PANTAZIS et al., 1994). Como o sistema de refrigeração é montado junto ao cristal, sua presença não é notada pelos usuários e por isso estes sistemas são chamados de detectores semicondutores operados em temperatura ambiente.

Atualmente, detectores do tipo Schottky CdTe de alta resolução têm sido utilizados para medidas de espectros de raios-X na faixa de radiodiagnóstico (MAEDA; MATSUMOTO; TANIGUCHI, 2005; MIYAJIMA, 2003; TAKAHASHI et al., 2002). Esses detectores possuem contatos de platina no cátodo e de índio no ânodo, onde a barreira Schottky é formada. Com este tipo de detector, a resolução energética alcançou valores próximos, em ordem de grandeza, àqueles obtidos com os detectores de HPGe (810 eV FWHM do CdTe contra 419 eV FWHM do HPGe para a energia de 59,5 keV) (MAEDA; MATSUMOTO; TANIGUCHI, 2005). Para esta mesma energia, a Amptek encontrou uma resolução em energia de 600 eV (AMPTEK, 2006). O uso de uma barreira Schottky em detectores de CdTe com 1mm de espessura promove a redução da corrente de fuga, possibilitando o uso de tensões reversas mais elevadas, com a conseqüente redução do ruído eletrônico e da flutuação estatística da altura de pulso de corrente.

Além da espectrometria de raios-X, estes detectores de CdTe podem ser utilizados para caracterização, a curto e longo prazos, da estabilidade do tubo de raios-X. Para investigações em curto prazo (Figura 7), pode-se utilizar a contagem total de fótons de espectros obtidos em intervalos de tempo curtos, com a mesma geometria e os mesmos parâmetros de operação do tubo, para obter as características

operacionais deste tubo. Por exemplo, 100 espectros obtidos a cada minuto foram utilizados para realizar este tipo de investigação (Figura 7), onde se observou que a estabilidade do tubo de raios-X típico em curto prazo foi de 12 minutos (AMPTEK, 2008). Este valor de tempo deve ser considerado para se realizar o aquecimento do tubo, “warm-up”, antes do uso do equipamento de raios-X para fins, por exemplo, de dosimetria.

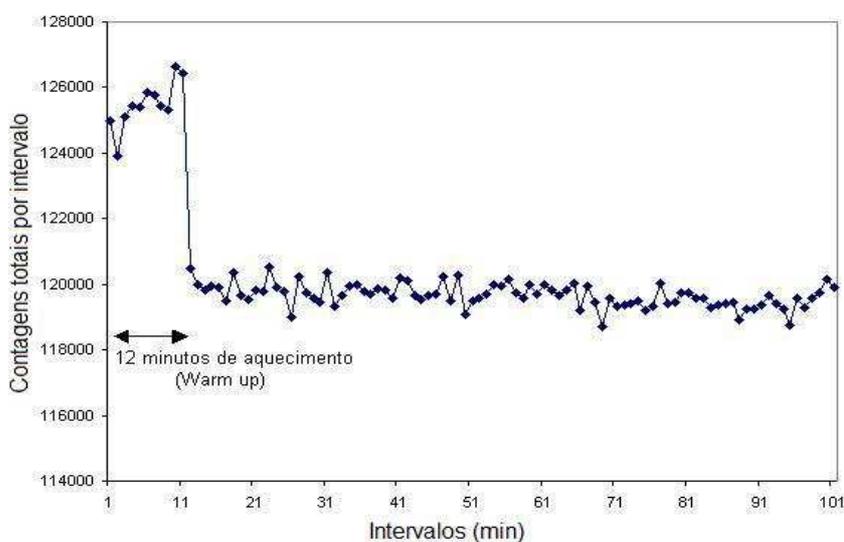


Figura 7 – Utilização do detector de CdTe para caracterização, a curto prazo, da estabilidade do tubo de raios-X.

Fonte: Amptek (2008).

Nas investigações em longo prazo (Figura 8), as contagens totais dos espectros são obtidas em médios e longos intervalos de aquisição ou em aquisições contínuas de longa duração. Os resultados obtidos no gráfico desta figura servem como parâmetros de controle do equipamento de raios-X, especialmente do tubo de raios-X, onde há um desgaste pelo uso do mesmo (envelhecimento do tubo) resultando em perda das características de produção de fótons de raios-X iniciais.

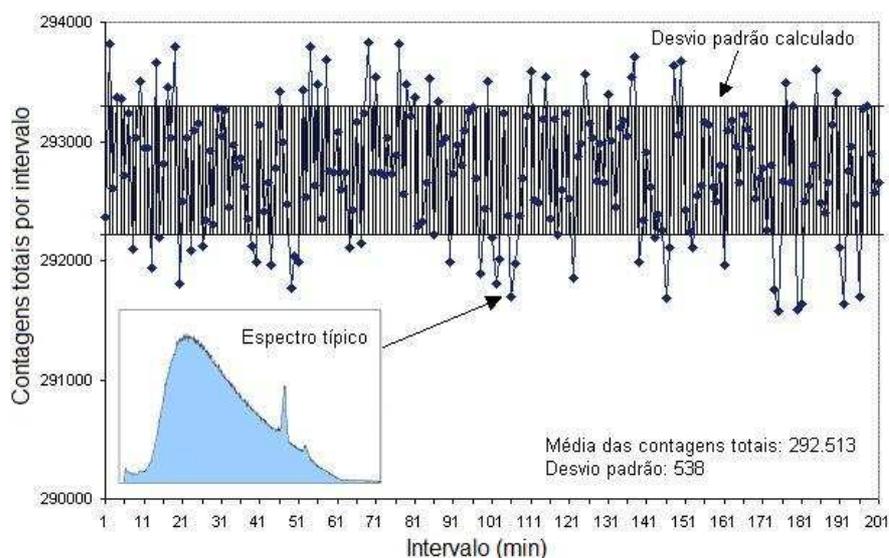


Figura 8 – Utilização do detector de CdTe para caracterização, a médio e longo prazo, da estabilidade do tubo de raios-X.

Fonte: Amptek (2008).

## 2.3 SIMULAÇÃO DE ESPECTROS DE RAIOS-X

### 2.3.1 Método Monte Carlo

O método numérico que utiliza seqüências de números aleatórios para realizar simulações estatísticas é conhecido como método Monte Carlo. Este método diferencia-se dos métodos numéricos convencionais de discretização, que são utilizados para solucionar equações diferenciais que descrevem o comportamento de algum sistema físico ou matemático.

Desta maneira, o único requisito para a aplicação do método Monte Carlo é que o processo seja descrito por uma função densidade de probabilidade. Uma vez conhecida esta função, a simulação poderá ser realizada através da amostragem aleatória (LOUREIRO, 1998).

Estimativas da produção e transporte da radiação em um determinado material são factíveis, em princípio, desde que as interações da radiação com a matéria sejam bem entendidas e que haja dados suficientes da seção de choque para estas interações. Contudo, muitos sistemas físicos que estão sujeitos à radiação ionizante possuem

dificuldades inerentes para serem simulados devido à complexidade da geometria e à presença de diferentes materiais, como os problemas tratados em dosimetria, radioproteção e física médica. Para tais cálculos, o método Monte Carlo é recomendado e a precisão obtida depende muito do tempo de computação (MORALLES; GUIMARÃES; OKUNO, 2002).

Desta forma, o método Monte Carlo permite, por exemplo, a simulação da passagem da radiação através da matéria, levando em consideração os processos físicos relevantes, sendo cada partícula ou fóton rastreado até sua completa absorção no meio ou escape da região de interesse.

Peixoto, Ribeiro e Zankl (1987) desenvolveram um programa em FORTRAN, chamado de SPECTRAN, baseado no método Monte Carlo, para estimativa de espectros transmitidos através de placas de diferentes materiais e espessuras. Os autores simularam o transporte de fótons através destes materiais levando em consideração um espectro inicial (fonte geradora de fótons), o tipo e as dimensões (comprimento, altura e espessura) do material absorvedor, o tamanho da área de coleta dos fótons transmitidos e o número total de fótons simulados.

Diferentes códigos Monte Carlo têm sido desenvolvidos em grandes centros de pesquisa desde a década de 1970 e são de fácil acesso pela comunidade científica. O EGS (Electron Gamma Shower) é um bom exemplo de código Monte Carlo de domínio público. Ele foi originalmente desenvolvido para simular os processos de interação em cascata de elétrons e ondas eletromagnéticas de alta energia com a matéria.

Atualmente, existem diversos códigos Monte Carlo, de domínio público, para cálculos da interação da radiação com a matéria. Entre os mais conhecidos estão o MCNP 4b2 (BRIESMEISTER, 1997), o EGS4 (NELSON; HIRAYAMA; ROGERS, 1985) e o GEANT4 (AGOSTINELLI et al., 2003).

Em radiologia diagnóstica, o método Monte Carlo tem sido amplamente utilizado para estudar a resposta de sistemas detectores, as características físicas da radiação espalhada (para avaliar o desempenho de grades antidifusoras), a difusão da luz em écrans, os espectros de raios-X gerados, etc. Muitas destas aplicações têm envolvido apenas o transporte de fótons e, por isso, as simulações podem ser relativamente rápidas, dependendo da geometria do sistema simulado (VILLAFUERTE, 2002).

Lankipalli et. al. (2001) utilizaram o código MCNP versão 4b2 para obter espectros de raios-X odontológicos simulados para um equipamento de raios-X dentário de potencial constante, cujas tensões nominais de operação eram de 60 e 70 kV. Os espectros foram obtidos após 10 milhões de histórias de elétrons rodadas para produção do feixe de raios-X. Os autores obtiveram boa concordância com o valor experimental obtido por meio de um detector de CZT.

Morales, Guimarães e Okuno (2002) simularam, utilizando o código GEANT4, a geração de um feixe de radiação de um tubo de raios-X típico pela interação de elétrons em um alvo de tungstênio e considerando a filtração desse feixe pela janela de 2,2 mm de berílio. Para obter os espectros de raios-X, para valores nominais de tensão de 80, 100 e 180 kVp, os autores simularam filtros de alumínio, cobre e estanho posicionados no feixe de radiação e modelaram um detector de CZT. Os espectros obtidos foram comparados com os dados experimentais, obtendo uma excelente concordância para as tensões de 80 e 100 kVp.

Bonifácio, Murata e Morales (2005) utilizaram os dois modelos (Penelope e baixa energia) da extensão de baixa energia do GEANT4 para obter espectros de raios-X em radiologia diagnóstica e mamografia. Os autores simularam diferentes combinações de alvos, filtros e tensões aplicadas ao tubo na faixa de 10 a 150 kV e que foram comparados com os espectros calculados pelo IPEM Report 78. Os resultados mostraram uma boa concordância para os espectros obtidos com alvo de tungstênio e com tensões aplicadas ao tubo de 40, 100 e 150 kV, porém os espectros obtidos com alvo de molibdênio apresentaram discrepâncias que poderiam estar associadas ao processo de ionização e/ou relaxação atômica implementado no código.

Em outro trabalho, Bonifácio (2007) utilizou o GEANT4 versão 8.0.p01 para calcular a resposta de um detector de CdTe. Com o auxílio desta ferramenta, o autor simulou espectros de raios-X medidos por este tipo de detector e também determinou a sua matriz de resposta. Para tal, o detector de CdTe foi modelado e a simulação dos espectros medidos consistia de fótons de raios-X, obedecendo uma determinada distribuição de energia, interagindo com o cristal do detector e com outros componentes do sistema, especificados na Figura 9, que eram relevantes para a simulação.

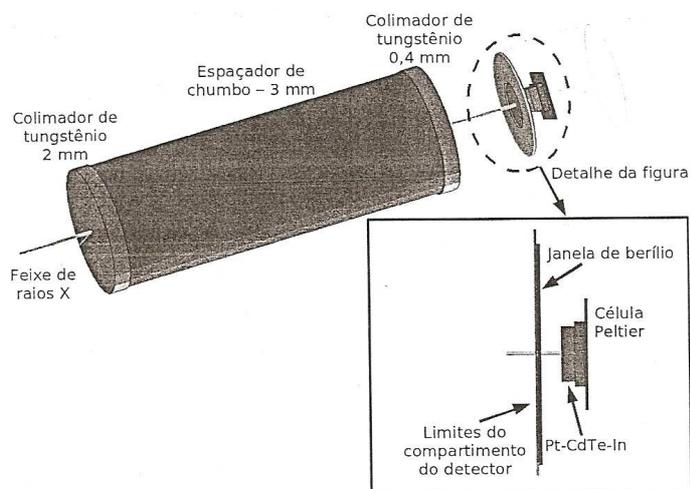


Figura 9 – Aparato virtual da simulação utilizada para a avaliação da resposta do detector de CdTe.

Fonte: Bonifácio (2007).

### 2.3.2 Modelos semi-empíricos

Dentre os métodos teóricos para estimativa de espectros de raios-X, os chamados de modelos semi-empíricos são modelos que foram desenvolvidos para estimar o espectro de energias gerado por meio de simulação computacional de seu processo de produção. Estes modelos ganharam destaque na simulação de espectros, principalmente pela facilidade de obtenção de espectros de raios-X, onde atualmente softwares podem simular espectros de forma rápida e eficiente.

Kramers (1923) desenvolveu uma teoria, baseada em um método semi-empírico, para obtenção de espectros que, após ser modificada por outros autores, deu origem aos modelos semi-empíricos de Birch e Marshall e Tucker, Barnes e Chakraborty (ARAÚJO, 2005).

Birch e Marshall (1979) desenvolveram um modelo teórico para o espectro contínuo o qual utiliza uma relação empírica para as linhas características sugerida por Green e Cosslett (1968). Seus cálculos levam em conta a filtragem inerente, adicionada através do ajuste dos dados experimentais de McMaster et al. (1969).

Tucker, Barnes e Chacraborty (1991) desenvolveram o método TBC, partindo da teoria de Birch e Marshall, que utiliza uma função paramétrica ajustada aos dados experimentais de Fewell e Shuping (1977). O modelo leva em consideração o material do alvo, a estrutura do tubo e a composição dos materiais que atenuam o feixe antes deste emergir pela janela da cúpula protetora do tubo de raios-X, além da produção da radiação contínua e característica em diferentes profundidades dentro do alvo (KÜNZEL, 2006).

O IPEM (Institute of Physics and Engineering in Medicine) desenvolveu um catálogo de espectros em seu relatório número 78 (CRANLEY et al., 1997). Em seu formato eletrônico, o IPEM incluiu um software, chamado Report 78 Spectrum Processor, que possui um programa executável (Spec78.exe) para realizar estudos de simulação de diferentes espectros de raios-X. O software baseia-se no modelo semi-empírico de Birch e Marshall (BIRCH; MARSHALL, 1979) para calcular os espectros utilizando a biblioteca de seções de choque para fótons XCOM (BERGER; HUBBELL, 1987). Os parâmetros de entrada para geração dos espectros são: material do alvo (W, Rh ou Mo); potencial do tubo (30 a 150 kVp); angulação do anodo (6 a 22°); ripple de tensão (0 a 30%); e materiais usados para atenuação do feixe de radiação (diversos materiais e suas espessuras). Este software pode ser útil, por exemplo, para realizar estudos da variação de espectros de raios-X para diferentes filtros adicionais e potenciais aplicados a um equipamento de raios-X de potencial constante. Como desvantagens, este software não permite simular espectros de raios-X oriundos de equipamentos monofásicos de retificação de meia-onda (ripple de 100%) e não fornece o valor da 2ª CSR após simulação do espectro. Porém, ele é um dos softwares mais populares utilizados para estudos de espectros.

Menezes (2008) utilizou este software para realizar uma comparação de espectros obtidos para as qualidades RQR 3 a RQR 6 (IEC, 1994) com um outro programa, chamado XCOMP5R, e com os espectros obtidos no laboratório alemão PTB. Um exemplo da comparação realizada para a qualidade RQR 5 pode ser visto na Figura 10. Os resultados obtidos pelo autor mostraram que todos os espectros são bem parecidos, demonstrando que o programa Spec78 é uma boa ferramenta para simulação de espectros de raios-X na área de radiodiagnóstico.

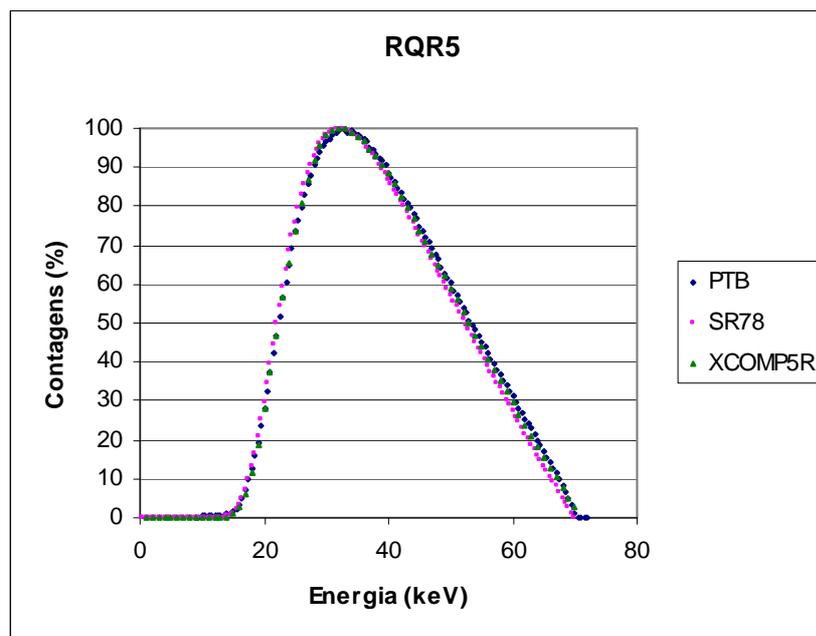


Figura 10 – Comparação dos espectros de raios-X obtidos para a qualidade RQR 5.

Fonte: Menezes (2008).

## 2.4 COMPARAÇÃO DE ESPECTROS DE RAIOS-X

Quando espectros de raios-X são obtidos experimentalmente surge, às vezes, a necessidade de compará-los com outros espectros obtidos por simulações, em catálogos ou até mesmo com outros espectros experimentais. Um método que vários autores utilizam é a comparação visual dos espectros, mediante a construção de gráficos com intuito de sobrepor os espectros para realizar uma análise visual de concordância. Porém, dependendo do nível de comparação que se pretende realizar, esse tipo de análise, em termos estatísticos de uma distribuição de frequências (como é o caso do espectro de raios-X) pode às vezes levar a uma hipótese de rejeição, levando os espectros a diferirem entre si.

Existem diversos métodos de comparação de distribuições de frequências, principalmente quando se deseja comparar uma distribuição qualquer com a distribuição normal.

Um método simples utilizado para comparação de funções de distribuição é o teste de aderência Kolmogorov – Smirnov (FELLER, 1948; MASSEY JR, 1951). O teste é usado para determinar se duas distribuições de probabilidade subjacentes diferem uma da outra ou se uma das distribuições de probabilidade subjacentes difere da distribuição em hipótese, em qualquer dos casos com base em amostras finitas.

O princípio deste teste baseia-se na comparação de curva da frequência cumulativa dos dados –  $S(x)$ , com uma função de distribuição –  $F(x)$  requerida em hipótese. Quando as duas curvas se sobrepõem a estatística de teste é calculada através da máxima diferença ou desvio ( $D_{calc}$ ) entre ambas. Deste modo, o desvio máximo é dado por:

$$D_{calc} = \text{Max } | F(x) - S(x) | \quad (6)$$

O valor de  $D_{calc}$  é comparado com um valor de desvio máximo tabelado ( $D_{tab}$ ), proveniente da lei de probabilidade da estatística de Kolmogorov – Smirnov, que depende do tamanho da amostra ( $N$ ) e do nível de significância ( $\alpha$ ), conforme tabela do Anexo 1. Se  $D_{calc}$  for menor  $D_{tab}$ , a hipótese é aceita e existe concordância entre as frequências acumuladas observadas e esperadas, ou seja, as curvas têm um delineamento próximo. Por um raciocínio análogo, se  $D_{calc}$  for maior que  $D_{tab}$ , os dados experimentais se afastam significativamente do que é esperado segundo a distribuição em hipótese, então as curvas obtidas devem encontrar-se igualmente afastadas.

### 3 MATERIAIS

Neste trabalho foram utilizados diversos equipamentos de raios-X, sistemas de medidas, sistemas auxiliares e acessórios, que estão relacionados a seguir.

#### 3.1 SISTEMAS DE RADIAÇÃO X

##### 3.1.1 Sistema de raios-X de potencial constante

Este sistema, pertencente ao Laboratório de Raios-X 320 kV da Divisão de Técnicas Analíticas e Nucleares (DITAN) do Centro Regional de Ciências Nucleares (CRCN), é composto, de acordo com a Figura 11, por:

1. Equipamento de raios-X industrial, marca Pantak, modelo HF320, constituído por um gerador Pantak, modelo HF320, série 9710-2779-CG, acoplado a um tubo de raios-X, marca Comet, modelo 340005, série 49-3198, com janela de 3mmBe (filtração inerente) e alvo de tungstênio. A variação permitida da corrente de tubo é de 1,0 a 30 mA e a tensão nominal de operação de 5 a 320 kV com “ripple” de tensão menor que  $\pm 0,15\%$  e potência nominal de 3,2 kW. O sistema também possui um obturador do feixe de radiação (shutter), marca Pantak, modelo HF320, série ZD708103.
2. Sistema de colimação fixo e suportes para colimadores de diferentes tamanhos.
3. Suportes para filtros, onde são colocados os filtros de pureza atômica para definição da qualidade de radiação.
4. Suporte para os filtros de pureza atômica que irão compor a filtração equivalente à filtração inerente do sistema monofásico variável.
5. Set-up para ensaios/calibração constituído de trilhos de 4m de comprimento por onde se desloca um carrinho composto de bancos ópticos e um tubo laser hélio-neônio, marca Oriel Instruments, modelo 79282, série 1280403, acoplado a uma fonte de tensão, marca Oriel Instruments, modelo 79302, série 921033. No carrinho, o tubo laser está alinhado a um ponteiro

indicador de distância entre o ponto de referência a ser utilizado e o foco do tubo.

6. Tubo laser hélio-neônio, marca Oriel Instruments, modelo 79282, série 1280405, acoplado a uma fonte de alta tensão, marca Oriel Instruments, modelo 79302, série 921035, alinhado com o ponto focal, estando no centro do campo de radiação, a cerca de 5 metros de distância do tubo de raios-X.

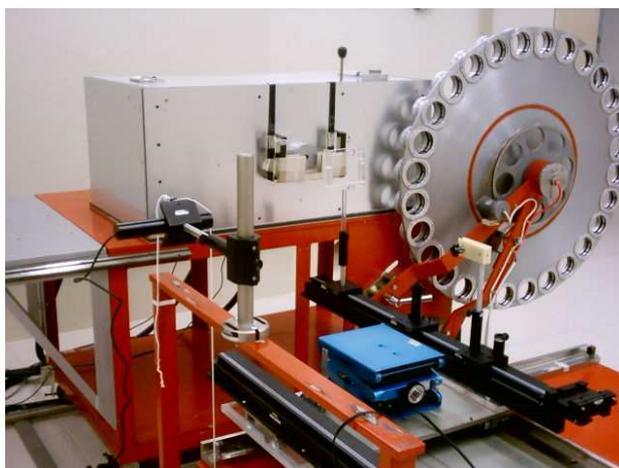


Figura 11 – Sistema de raios-X de potencial constante do laboratório de raios-X 320 kV da DITAN/CRCN.

### 3.1.2 Sistema de raios-x monofásico de potencial variável

Este sistema, pertencente ao Laboratório de Raios-X odontológico da DITAN/CRCN, conforme mostra a Figura 12, é composto por:

1. Equipamento de raios-X monofásico com retificação de meia onda, marca Germano Vieira Aparelho Hospitalares (GV), modelo Germodor, com comando adaptado para variação linear da corrente e da alta tensão aplicada ao tubo, possuindo um divisor de tensão 1/10000 para medições invasivas. Este equipamento possui dois modos de operação com as características descritas na Tabela 3.

2. Suportes para filtros, onde são colocados os filtros de pureza atômica que compõem a qualidade de radiação.
3. Suportes para fixação de colimadores de diversos tamanhos.
4. Set-up para ensaios/calibração constituído de trilhos fixados em bases de 1 metro de altura, mesas deslizantes sobre estes trilhos, bancos ópticos e um tubo laser hélio-neônio para indicação do ponto de referência, marca Oriel Instruments, modelo 79282, série 1280404, acoplado a uma fonte de tensão, marca Oriel Instruments, modelo 79302, série 921034.
5. Tubo laser hélio-neônio, marca Oriel Instruments, modelo 79282, série 1282817, acoplado a uma fonte de alta tensão, marca Oriel Instruments, modelo 79302, série 921032, alinhado com o ponto focal, estando no centro do campo de radiação a cerca de 4 metros de distância do foco de radiação X.



Figura 12 – Sistema de raios-X monofásico de potencial variável da DITAN/CRCN. Cabeçote (esquerda) e painel de comando (direita).

Tabela 3 – Características do equipamento de raios-X monofásico de potencial variável.

Parâmetro	Modo Pulsado	Modo Contínuo
Tensão de operação (kV)	20 a 80 kV	20 a 80 kV
Corrente do tubo (mA)	1 a 4 mA	0,2 a 1 mA
Tempo de exposição (s)	0,1 a 8 s	contínuo

## 3.2 SISTEMAS DE ESPECTROMETRIA

Para realizar as medidas de espectros nas qualidades determinadas nos sistemas de raios-X, descritos no item 3.1, foram utilizados os seguintes sistemas de espectrometria:

### 3.2.1 Espectrômetro de HPGe

Este sistema é composto por:

1. Sistema de detecção (Figura 13):

Detector de HPGe, marca Eurisys Mesures, modelo EGP200-13-TR, série 6824, cujas características estão descritas na Tabela 4, acoplado a um pré-amplificador, marca Eurisys Mesures, modelo PSC741-N-CMS.

2. Sistema eletrônico (Figura 13):

- Amplificador, marca Eurisys Mesures, modelo 7244, série 3962;
- Analisador multicanal (MCA) de 1024 canais, marca Eurisys Mesures, modelo PCA-RX, série 573;
- Conversor analógico digital, Eurisys Mesures, modelo 7601, série 0097;
- Fonte de alta tensão, marca Eurisys Mesures, modelo 7161, série 1061;
- BIN, marca Mech-Tronics Nuclear, modelo 201, série 954033.



Figura 13 – Sistema de espectrometria da Eurisys Mesures: Detector de HPGe e criostato (esquerda) e sistema eletrônico (direita).

Tabela 4 – Especificações do detector de HPGe da Eurisys Mesures.

<b>Parâmetro</b>	<b>Especificação</b>
Detector	HPGe modelo EGP 200-13-TR Tensão nominal de operação: 2.000 V
Características de detecção	Resolução (keV): 0,21 para 6 keV 0,49 para 122 keV
Características geométricas do cristal	Diâmetro externo : 16 mm Comprimento: 13 mm Superfície (área sensível): 2 cm <sup>2</sup>
Envoltório externo	Diâmetro: 70 mm Comprimento: 83 mm Espessura: 0,125 mm

### 3. Sistema de aquisição de dados:

Software de aquisição de dados Interwinner, desenvolvido pela Eurisys Mesures. Este software gerencia todos os dados registrados em cada canal do MCA, transformando-os em curvas de distribuição de altura de pulsos.

### 4. Sistema de colimação (pinholes):

Colimadores de chumbo, tipo pinhole, com diâmetros de furo de 500 a 2.000  $\mu\text{m}$  e espessura de 10 mm. Estes colimadores foram utilizados junto ao detector, fixados no orifício da blindagem de chumbo, com a finalidade de diminuir a intensidade do feixe de radiação e assim evitar a formação de pulsos pile-up.

### 5. Acessórios:

- Criostato com capacidade de 5 litros de nitrogênio líquido, marca Eurisys Mesures, modelo SBF 00-PA4, série 97-2510.624, utilizado para resfriamento do detector;

- Blindagem cilíndrica de 5 mm de espessura de chumbo, construída para envolver o detector de HPGe, com a finalidade de minimizar os fótons de radiação espalhada que poderiam interagir com o detector e servir de suporte para o uso dos pinholes (Figura 13);

- Notebook, marca Magitronic, modelo 862, série 557456, para utilização do software Interwinner para aquisição dos espectros.

### 3.2.2 Espectrômetro de CdTe

Este sistema é constituído por:

1. Sistema de detecção:

Detector de CdTe, acoplado a um pré-amplificador (Figura 14), marca Amptek, modelo XR-100T-CdTe, série N2933, cujas características estão descritas na Tabela 5.

2. Sistema eletrônico:

- Amplificador e fonte de alta tensão (Figura 14), marca Amptek, modelo PX2T-CdTe, série 3036;

- Analisador multicanal (MCA) com até 16000 canais, marca Amptek, modelo MCA 8000A, série 3287. O MCA foi operado com 1024 canais;

3. Sistema de aquisição de dados:

Software de aquisição de dados ADMCA, desenvolvido pela Amptek. Este software gerencia todos os dados registrados em cada canal do MCA, transformando-os em curvas de distribuição de altura de pulsos.

4. Sistema de colimação (pinholes):

Colimadores de tungstênio, tipo pinhole, marca Amptek, modelo EXVC, de diâmetros de 25 a 2.000  $\mu\text{m}$  e espessuras de 1 e 2 mm. Estes colimadores serão utilizados junto ao detector, fixados no orifício da blindagem de chumbo, com a finalidade de diminuir a intensidade do feixe de radiação e assim evitar a formação de pulsos pile-up.

5. Acessórios:

- Computador para utilização do software ADMCA para aquisição dos espectros;

- Garras, suportes e posicionador para o sistema de colimação.

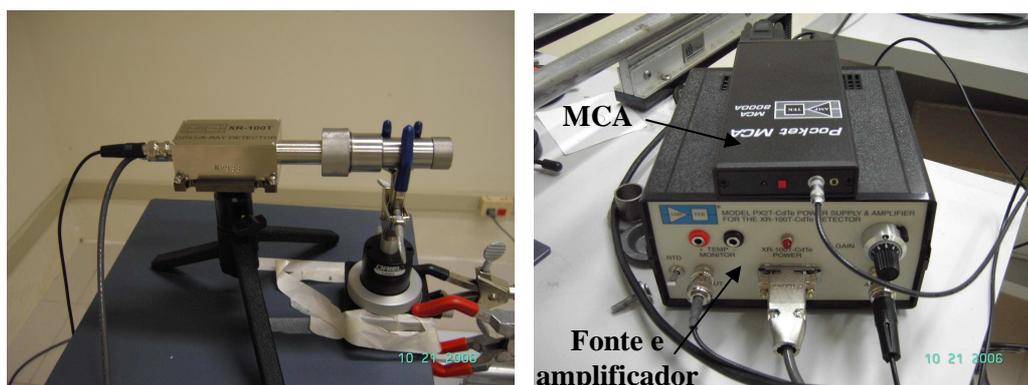


Figura 14 – Sistema de espectrometria da Amptek: detector de CdTe e sistema de colimação (esquerda), e analisador multicanal, fonte e amplificador (direita).

Tabela 5 – Especificações do detector de CdTe da Amptek.

Parâmetro	Especificação
Detector	CdTe modelo XR-100T-CdTe Tensão nominal de operação: 400 V
Características de detecção	Resolução (keV): 0,53 para 14,4 keV 0,85 para 122 keV
Características geométricas do cristal	Área: 3x3 mm <sup>2</sup> Espessura: 1 mm
Características do sistema eletrônico acoplado ao detector para a aquisição de dados	Shaping time: 3 μs Ganho: 4,5 RTD: Ligado

### 3.3 SISTEMAS DE MEDIDA

As câmaras de ionização e os respectivos eletrômetros utilizados neste trabalho estão descritos a seguir.

SM1. Sistema de medida da Radcal Corporation constituído por uma câmara de ionização cilíndrica, não selada, com 6 cm<sup>3</sup> de volume sensível, modelo 10X5-6, série 15674, um conversor (pré-amplificador), modelo 9060, série 99-0503, e um eletrômetro, modelo 9015, série 91-0351.

- SM2. Sistema de medida da Radcal Corporation constituído por uma câmara de ionização cilíndrica, não selada, com 1.800 cm<sup>3</sup> de volume sensível, modelo 10X5-1800, série 12786, um conversor (pré-amplificador), modelo 9060, série 99-0503, e um eletrômetro, modelo 9015, série 91-0351
- SM3. Sistema de medida da Nuclear Enterprises Technology Ltd. constituído por uma câmara de ionização dedal, não selada, com 0,2 cm<sup>3</sup> de volume sensível, modelo 2577C, série 261, e um eletrômetro, modelo Farmer 2670, série 149.
- SM4. Sistema de medida constituído por uma câmara de ionização cilíndrica de referência da Radcal Corporation, não selada, com volume sensível de 6 cm<sup>3</sup>, modelo RC6, série 15674, e um eletrômetro da Keithley, modelo 6517A, série 1131561.

### 3.4 FONTES RADIOATIVAS DE REFERÊNCIA

Para obtenção da curva de calibração dos sistemas de espectrometria, em termos de conversão de canal do MCA em energia, foram utilizadas as fontes radioativas de referência descritas na Tabela 6.

Tabela 6 – Fontes radioativas de referência para calibração dos sistemas espectrométricos.

Fonte Radioativa	Atividade (kBq)	Energia (keV)
<sup>241</sup> Am	6,253 em 02/04/97	13,90 (Np L $\alpha$ ) 17,60 e 21,00 (Np L $\beta$ ) 26,30 e 59,50 ( $\gamma$ )
<sup>133</sup> Ba	17,945 em 15/04/97	30,08 (Cs K $\alpha$ ) 81,00 ( $\gamma$ )
<sup>109</sup> Cd	72,150 em 29/12/98	22,10 (Ag K $\alpha$ ) 25,00 (Ag K $\beta$ ) 88,03 ( $\gamma$ )
<sup>152</sup> Eu	33,744 em 02/04/97	121,78 ( $\gamma$ )

### 3.5 MEDIDORES DE TENSÃO

Para realizar os ajustes necessários na indicação da tensão aplicada ao tubo (kVp) do painel de controle do equipamento descrito no item 3.1.2 e realizar as medições não-invasivas desta grandeza, foram utilizados os seguintes medidores:

- M1. Medidor de forma de onda de tensão, marca Fluke Biomedical;
- M2. Medidor de kVp não invasivo, marca Unfors Instruments, modelo único;
- M3. Medidor de kVp não invasivo, marca Fluke Biomedical, modelo 4000M+.

### 3.6 SISTEMAS AUXILIARES

Foram utilizados diversos instrumentos que serviram de apoio aos sistemas principais na realização de medidas e obtenção dos resultados propostos neste trabalho. Estes sistemas auxiliares foram os seguintes:

1. Termômetro digital com sonda termoresistiva, marca Hart Scientific, modelo 1521, série A3B075, com intervalo de medição de -50 a 150 °C e resolução de 0,001°C;
2. Barômetro digital, marca Druck, modelo DPI 740, série 285/98-02, com intervalo de medida de 750 a 1.150 mbar e resolução de 0,01 mbar;
3. Higrômetro digital, marca Fisher Scientific, modelo 11-661-7A, série 96219216, com intervalo de medida de 10 a 95 % e resolução de 0,01 % da umidade relativa do ar;
4. Micrômetro digital, marca Mitutoyo, modelo 293-721-30, série 7158755, com intervalo de medida de 0 a 25 mm e resolução de 0,001 mm;
5. Filtros de alumínio de pureza atômica (superior a 99,9%) de diversas espessuras.
6. Desumidificadores de ar, marca Arsec, modelo 200M-3U, séries 8032407/O e 8032407/C;
7. Bancos ópticos, suportes e garras para auxílio nos arranjos experimentais.

## 4 METODOLOGIA

### 4.1 ESPECTROMETRIA DOS FEIXES PADRÕES

Os espectros de raios-X, utilizados para a padronização das qualidades de raios-X odontológicas, foram obtidos por meio do detector de CdTe. Porém, durante a execução deste trabalho, foi realizado um estudo comparativo entre o detector de CdTe e o de HPGe. Desta forma, espectros obtidos durante a fase inicial deste trabalho, com o equipamento de raios-X odontológico de potencial variável, serviram como base para este estudo comparativo. Também foram determinadas as correções dos espectros de raios-X para ambos os detectores.

#### 4.1.1 Detector de HPGe

Os espectros de raios-X, que serviram para comparação com os obtidos com o detector de CdTe, foram adquiridos com o detector HPGe acoplado aos módulos pré-amplificador, amplificador, analisador multicanal e fonte de alta tensão, sendo o detector resfriado utilizando um criostato com capacidade de 5 litros de nitrogênio.

A saída de dados do analisador multicanal foi controlada por meio do software Interwinner e a curva de calibração do detector, em termos de conversão de canal em energia, foi obtida utilizando as fontes radioativas padrões referenciadas no item 3.4.

Os espectros de distribuição de altura de pulsos foram corrigidos mediante a utilização de um programa desenvolvido em FORTRAN (Apêndice 1), utilizando as equações 1 e 2, para corrigir a distribuição de altura de pulsos em relação à fração K-escape dos raios-X da camada “K” do germânio, ao Compton Contínuo, e à absorção de fótons incompleta, proveniente da eficiência do detector, conforme trabalho realizado por Seelentag e Panzer (1979).

O detector foi colocado a uma distância foco-detector (DFD) de 350 cm, com o feixe colimado, sendo a distância foco-colimador (DFCol) igual à metade da DFD, de tal maneira que o tamanho do campo de radiação fosse reduzido para minimizar a radiação espalhada sobre o detector. A Figura 15 mostra o esquema do arranjo experimental para medida dos espectros.

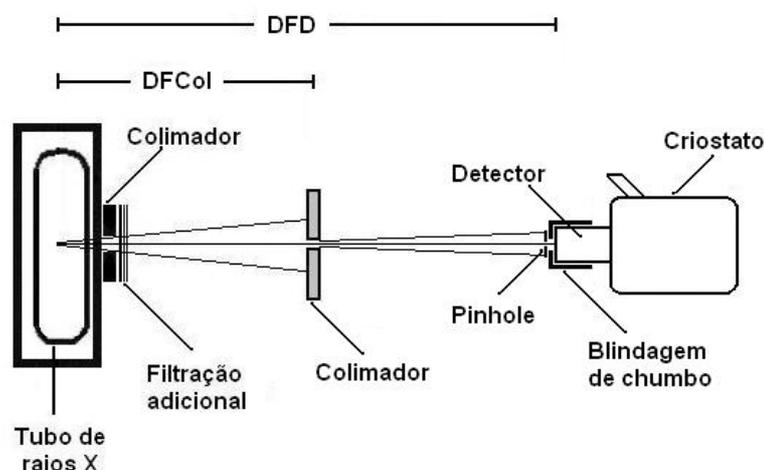


Figura 15 – Arranjo experimental para medidas dos espectros de raios-X com o detector de HPGe.

O detector foi envolvido por uma blindagem de chumbo que também serviu de suporte para fixação dos colimadores, tipo pinhole, descritos no item 3.2.1. O efeito do empilhamento de fótons (pile-up) foi minimizado mediante o uso deste pinhole e utilização das menores correntes de tubo possíveis.

O posicionamento do detector foi realizado por meio dos setups de cada sistema de radiação X e seu alinhamento com o raio central do feixe de radiação foi realizado mediante o uso de lasers. Foram realizadas radiografias, com filmes colocados junto ao pinhole, para checar o tamanho de campo e o alinhamento.

#### 4.1.2 Detector de CdTe

Os espectros de raios-X que serviram de base para padronização foram determinados utilizando o sistema de espectrometria com o detector de CdTe.

O detector de CdTe, descrito no item 3.2.2, é acoplado ao pré-amplificador, amplificador, analisador multicanal e fonte de alta tensão, além de ser resfriado termoeletricamente por meio de células de Peltier. Os dados provenientes do MCA foram controlados por meio do software ADMCA da Amptek Inc, descrito no item 3.2.2. Este software fornece arquivos de saída, com extensão “mca” (arquivo de texto)

para cada espectro adquirido com o sistema espectrométrico. As alturas de pulsos registrados em cada canal do MCA foram utilizadas para correção do espectro de raios-X e a curva de calibração do detector, em termos de conversão de canal em energia, foi determinada utilizando as fontes radioativas padrões referidas no item 3.4 (Tabela 6) com o módulo RTD ligado.

Para corrigir os espectros de saída (distribuição de altura de pulsos) do MCA faz-se necessário conhecer a resposta do detector para cada energia do fóton incidente, dentro da faixa de energia em que se deseja obter o espectro. Assim, para o cálculo da resposta do detector com o auxílio do método Monte Carlo, foi empregado o código computacional Geant4 versão 8.0.p01 para simular os espectros medidos pelo detector e determinar a matriz de resposta do mesmo, de acordo com a metodologia descrita por Bonifácio (2007).

Para a simulação desta resposta foram levados em consideração os seguintes componentes: cristal de CdTe de  $3 \times 3 \times 1 \text{ mm}^3$ ; janela de berílio do detector de  $250 \text{ }\mu\text{m}$ ; os colimadores de tungstênio de  $1 \text{ mm}$  e  $0,4 \text{ mm}$  de diâmetro interno; o espaçador de chumbo para os colimadores com comprimento de  $35 \text{ mm}$  e diâmetro interno de  $3 \text{ mm}$ ; e o compartimento do detector com espessura de  $250 \text{ }\mu\text{m}$  de níquel na parte frontal. As deposições de camadas de  $0,2 \text{ }\mu\text{m}$  de espessura de índio (ânodo) e de platina (catodo) no cristal também foram consideradas na simulação.

Após a obtenção da matriz resposta do detector, os espectros medidos foram reconstruídos utilizando o método de mínimos quadrados, de acordo com a metodologia descrita por Moralles et al. (2007).

Este detector foi posicionado no arranjo experimental idêntico ao montado para o detector de HPGe, ou seja, o detector de CdTe foi colocado a uma distância foco-detector (DFD) de  $350 \text{ cm}$ , com o feixe colimado, sendo a distância foco-colimador (DFCol) igual à metade da DFD. A Figura 16 mostra este arranjo experimental utilizado para medida dos espectros.

O efeito do empilhamento de fótons (pile-up) também foi minimizado mediante o uso de pinholes e utilização das menores correntes de tubo possíveis. O posicionamento do detector foi realizado por meio dos setups de cada sistema de radiação X e seu alinhamento com o raio central do feixe de radiação foi realizado mediante o uso de lasers.

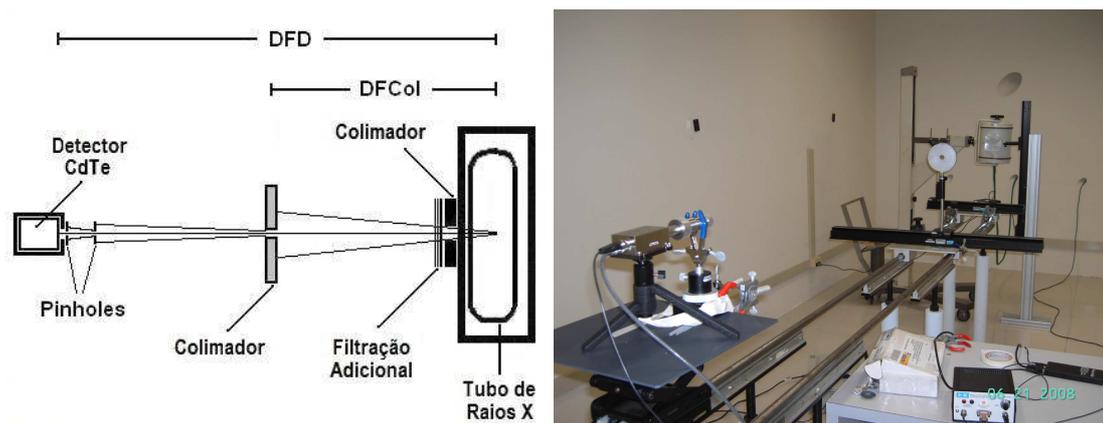


Figura 16 – Arranjo experimental para medidas dos espectros de raios-X, no equipamento de raios-X monofásico variável, com o detector de CdTe.

#### 4.1.3 Comparação dos espectros de raios-X obtidos entre os detectores

Os espectros de raios-X medidos e corrigidos obtidos com o detector de CdTe foram comparados com os espectros corrigidos obtidos com o detector de HPGe. Para tal, foram utilizados os seguintes parâmetros para as medidas espectrométricas em ambos os detectores: distância foco-detector de 3,5 m; filtração adicional de 1,5 mmAl; corrente de tubo de 0,5 mA e potenciais de tubo de 50, 60 e 70 kVp. Os arranjos experimentais foram os mesmos das Figuras 15 e 16 e as correções dos espectros foram calculadas com base nas metodologias descritas nos itens 4.1.1 e 4.1.2.

#### 4.2 SISTEMA DE RAIOS-X ODONTOLÓGICO DE POTENCIAL VARIÁVEL

Como os equipamentos de raios-X odontológicos comerciais operam com potencial de aceleração e corrente de tubo fixos, foi desenvolvido um equipamento de raios-X odontológico monofásico com retificação de meia-onda que possui, como principal característica, a possibilidade de variar a tensão e a corrente aplicadas ao tubo, conforme descrito no item 3.1.2. Este sistema foi utilizado para a definição inicial das qualidades dos feixes gerados por equipamentos de raios-X odontológico.

Para atingir este objetivo, foram realizados, no equipamento de raios-X odontológico variável, os testes de controle de qualidade, com base na regulamentação vigente no país (MS, 1998), além da determinação dos parâmetros importantes para definição dos campos padrões. Assim, os passos para obtenção das qualidades de feixes de raios-X no equipamento desenvolvido estão descritos abaixo.

#### **4.2.1 Ajuste do kVp nominal indicado no painel de controle**

Utilizando os medidores de kVp não invasivos M1 e M2 descritos no item 3.5, o valor da tensão indicado no painel de comando (kVp nominal) foi ajustado, por meio de componentes eletrônicos situados na placa de controle da tensão aplicada ao tubo, de tal forma que o valor indicativo da tensão no painel de controle fosse o mais próximo do valor “verdadeiro” desta grandeza. Ainda com o intuito de verificar a correta indicação do painel de controle, após os ajustes com auxílio dos medidores de kVp, também foram realizadas medidas espectrométricas com o detector de HPGe, utilizando o modo contínuo do sistema odontológico de potencial variável, com corrente de tubo de 1 mA e tensões de 50 e 60 kVp, além de filtração adicional de 0,3 mmCu.

#### **4.2.2 Radiação de fuga**

Para avaliar as condições da blindagem do cabeçote foi realizado o teste de fuga de radiação utilizando o sistema de medidas SM2, descrito no item 3.3. Filtros de chumbo, com espessura total de 20 mm, foram posicionados na saída do feixe de radiação (janela do tubo). O sistema de raios-X odontológico de potencial variável foi operado no modo pulsado com 70 kVp, 4 mA e 2 s.

#### **4.2.3 Determinação da estabilidade do tubo de raios-X em curto prazo (curva de aquecimento do tubo ou “warm-up”)**

A curva de aquecimento do tubo de raios-X é um parâmetro que deve ser considerado quando da utilização de feixes de raios-X, pois medidas realizadas sem consideração do tempo de aquecimento poderão levar a valores inadequados da

dosimetria do feixe de radiação, uma vez que o tubo ainda não atingiu sua estabilidade. Por esta razão, o tempo de aquecimento do tubo de raios-X deve ser levado em consideração antes de iniciar qualquer medida da radiação dentro do laboratório. Assim, foi utilizado o sistema de medida SM1, descrito no item 3.3, para determinar as curvas de estabilidade para os potenciais aplicados ao tubo de 50, 60 e 70 kVp e corrente de tubo de 1 mA. Foram realizadas três medidas de taxa de dose em intervalos de três minutos durante um tempo total de trinta minutos e a média de cada conjunto de medidas foi normalizada e plotada para determinar o tempo necessário para o aquecimento do tubo.

#### **4.2.4 Determinação do tamanho e homogeneidade (uniformidade) do campo**

O tamanho de campo de radiação é outro parâmetro importante na utilização de feixes padrões, pois os instrumentos ou sistemas detectores que serão avaliados deverão estar completamente envolvidos por este feixe de radiação. Assim, foi utilizado o sistema de medida SM3, descrito no item 3.3, para determinar o tamanho do campo de radiação nas direções vertical e horizontal para a DFC de 100 cm. A partir do eixo central, foram realizadas quatro medidas de taxa de exposição para cada ponto, distanciados em intervalos de 1 cm, nas direções vertical e horizontal, sendo as extremidades do tamanho de campo definidas para um valor de homogeneidade do campo de 95%.

#### **4.2.5 Determinação da filtração inerente e da adicional que irão compor cada qualidade**

A filtração inerente foi determinada, conforme descrito na literatura (ISO, 1996; TAYLOR, 1959), a partir de medidas de CSR, sem filtração adicional e com o sistema de medida SM1, para uma tensão aplicada ao tubo de 60 kV e corrente de 1 mA, utilizando a Tabela 1. Já a filtração adicional foi estimada a partir das espessuras dos filtros utilizados nos equipamentos comerciais, observando-se os valores mínimos de filtração total determinados na legislação vigente no país (MS, 1998).

#### **4.2.6 Estudo comparativo entre o equipamento com potencial variável e os diversos aparelhos de raios-X dentários comerciais que operam na faixa nominal de 50 a 70 kV**

O propósito desta avaliação foi observar se o equipamento com potencial variável reproduz as características dos feixes de radiação X dos aparelhos comerciais. Embora o equipamento de raios-X variável possua um melhor controle dos parâmetros, tais como a corrente e tensão aplicadas ao tubo, e o modo de exposição contínuo, ele deve comportar-se como um equipamento de campo. Assim, dez equipamentos de raios-X odontológicos periapicais comerciais foram separados por grupos de kVp nominais (50, 60 e 70 kVp). Com o auxílio do medidor de kVp M3, descrito no item 3.5, foram realizadas medidas de kVp nesses equipamentos. Utilizando o sistema espectrométrico de CdTe, valores de kVp também foram determinados por meio de regressão linear dos pontos pertencentes a região das altas energias do espectro, onde o valor da energia máxima dos fótons correspondia numericamente ao valor do kVp (end-point). Medidas para determinação das CSR's de cada equipamento também foram realizadas utilizando o sistema de medidas SM1, descrito no item 3.3. Por fim, os espectros dos equipamentos de raios-X comerciais foram comparados com os do equipamento de raios-X de potencial variável, nas mesmas tensões de cada grupo. A filtração adicional do equipamento de raios-X variável foi determinada a partir desta espectrometria, uma vez que sua filtração adicional foi ajustada de tal maneira que seus espectros fossem semelhantes aos obtidos com os aparelhos comerciais para cada grupo de tensões.

#### **4.2.7 Determinação da 1ª e 2ª CSR das qualidades de raios-X**

A obtenção da 1ª e 2ª CSR é um passo importante para a caracterização de feixes de radiação. Desta forma, para cada qualidade de raios-X definida neste equipamento, a 1ª e a 2ª CSR foram determinadas utilizando o sistema de medidas SM1, descrito no item 3.3, com a câmara de ionização posicionada a uma DFC de 100 cm e com a DFP igual à metade da DFC (Figura 17). A metodologia para obtenção destas CSR's foi a mesma discutida por Trout, Kelley e Lucas (1960). Para obtenção

da curva de atenuação, os filtros absorvedores de alumínio que foram utilizados possuíam pureza atômica superior a 99,999%.

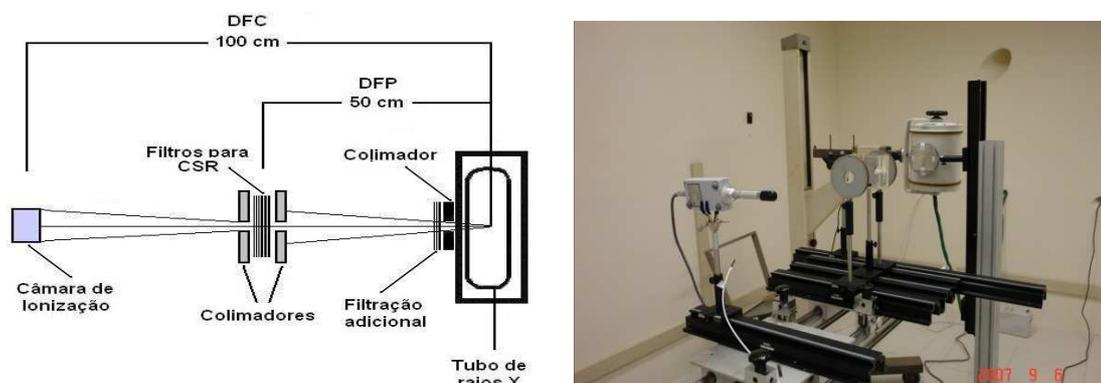


Figura 17 – Arranjo experimental para determinação das CSR's.

#### 4.2.8 Determinação dos espectros das qualidades implantadas e obtenção da energia média dos fótons

Após a obtenção da filtração total e CSR's, foram obtidos os espectros de raios-X não corrigidos, por meio da utilização do espectrômetro de CdTe, para cada qualidade de feixe de raios-X. Os espectros de raios-X foram corrigidos segundo a metodologia descrita no item 4.1.2 a seguir.

Para cada espectro de raios-X corrigido obtido das qualidades de feixes de raios-X deste equipamento variável, a energia média dos fótons foi calculada a partir das equações 3 e 4 descritas no item 2.2.1.

#### 4.2.9 Dosimetria dos feixes de radiação

Medidas das taxas de kerma no ar, com corrente do tubo de 1 mA, foram determinadas, com auxílio do sistema de medida SM4, descrito no item 3.3, posicionado a uma distância de 1 m, para cada qualidade de feixe de raios-X obtida no equipamento de raios-X de potencial variável, com o arranjo experimental da Figura 18. Os valores das taxas de kerma no ar obtidos não representam os valores que

seriam considerados “corretos ou ideais” da dosimetria dos feixes de radiação, pois a câmara de ionização padrão não possui calibração para estas novas qualidades de feixes de raios-X determinadas. Porém, esta câmara possui uma resposta bastante plana, ou seja, uma baixa dependência energética para a faixa de energia utilizada neste trabalho ( $\pm 3\%$  de 30 até 150 keV), sendo esta a razão para utilizá-la na determinação da dosimetria.

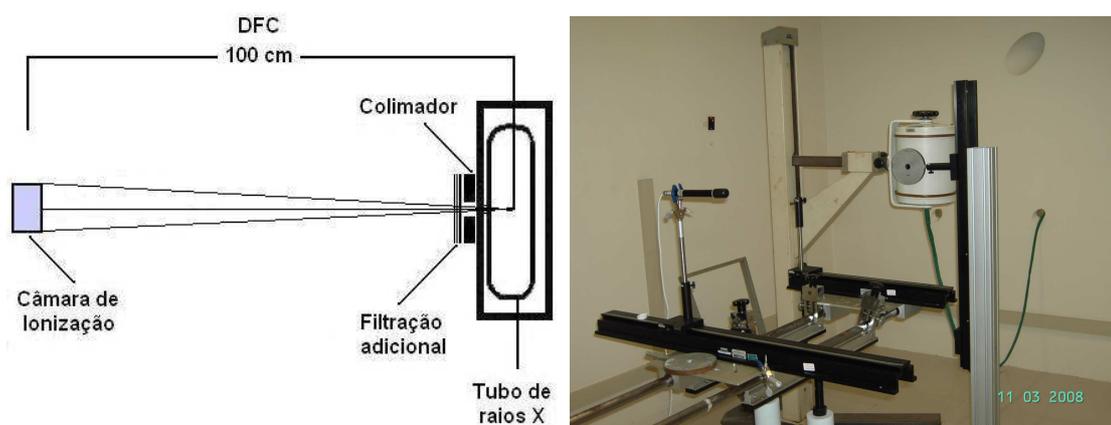


Figura 18 – Arranjo experimental para avaliação da taxa de kerma no ar das qualidades de raios-X determinadas no equipamento odontológico de potencial variável.

#### 4.3 SIMULAÇÃO DOS ESPECTROS DE RAIOS-X

Após a obtenção dos espectros de raios-X das qualidades determinadas no equipamento odontológico variável, fez-se necessário transferir estas características espectrométricas para o equipamento de raios-X de potencial constante.

O primeiro passo foi a implantação, no equipamento de raios-X de potencial constante, da filtração inerente obtida no equipamento odontológico variável. Com esta filtração inerente implantada, foi realizada a medida dos espectros para cada qualidade, sem filtração adicional, mantendo os mesmos parâmetros utilizados no equipamento odontológico de potencial variável (kVp, mA, DFD, DFCol, etc).

O segundo passo foi a utilização do programa Spec78.exe (CRANLEY et al., 1997) para simular os espectros de raios-X. A partir da filtração inerente implantada, valores de filtração adicional, em mmAl, e de potencial do tubo, em kV, foram sendo ajustados até que os espectros das qualidades de feixes de raios-X, simulados com o auxílio deste programa, possuísem um bom grau de concordância, em relação às suas energias médias, com aqueles obtidos no aparelho odontológico variável.

O programa Spec78 é um software de fácil manuseio que possui uma tela inicial para entrada dos parâmetros necessários para geração do espectro de raios-X, tais como o material alvo, a tensão do tubo, a angulação do anodo e o “ripple” de tensão, além do material e sua espessura utilizada para atenuação do feixe de raios (Figura 19). Na tela de resultados (Figura 20) é possível observar a energia média dos fótons e a 1ª CSR, além de permitir a exportação dos dados obtidos do espectro simulado.

Report 78 Spectrum Processor © IPEM 1997

Source of Spectrum to be Processed

Generate Spectrum

Target Material: Tungsten [W]

Tube Voltage: [30 - 150 kVp] 70 kVp

Anode Angle: [6 - 22 °] 12 degrees

Voltage Ripple: [0 - 30 %] 0 % [55 - 90 kVp only]

Load Spectrum from File

Filename: [ ]

Materials Used to Attenuate Spectrum

Material Name		Thickness / mm
Beryllium	Be	3.00
Aluminium	Al	2.90

Material: Aluminium 2.90 mm

Process Spectrum

Figura 19 – Programa Spec78: tela inicial para entrada dos parâmetros de simulação do espectro de raios-X.

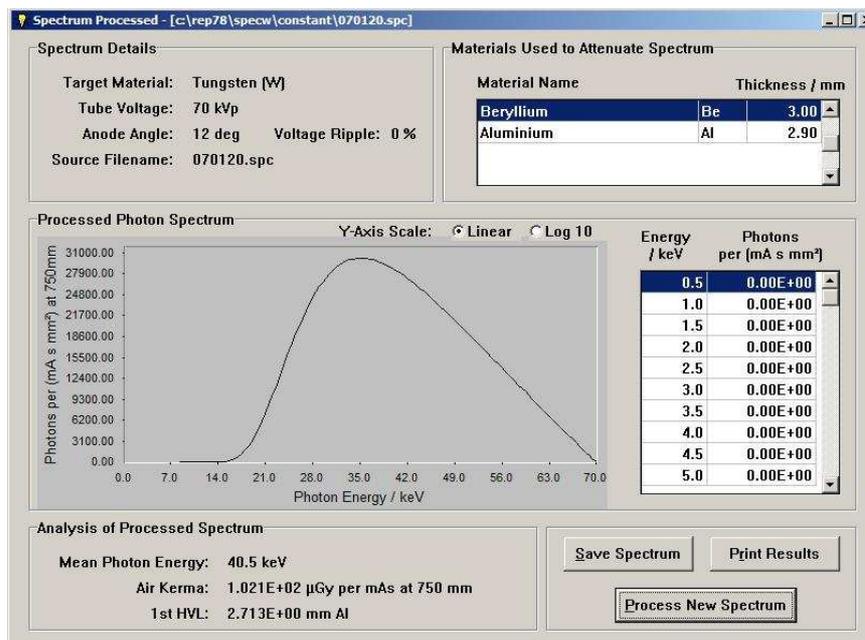


Figura 20 – Programa Spec78: tela dos resultados obtidos da simulação mostrando as características do espectro simulado.

#### 4.4 IMPLANTAÇÃO DAS QUALIDADES NO SISTEMA DE RAIOS-X DE POTENCIAL CONSTANTE

Após a determinação da filtração total e do potencial do tubo de cada qualidade de feixe de raios-X, por meio da simulação, os mesmos foram utilizados no sistema de raios-X de potencial constante, para obtenção dos espectros de raios-X experimentais, com auxílio do sistema de espectrometria de CdTe, conforme arranjo experimental da Figura 21. O detector foi colocado a uma distância foco-detector de 350 cm, com o feixe colimado, sendo a distância foco-colimador igual à metade da distância foco-detector.

Quando os espectros de raios-X simulados e medidos concordavam, a qualidade de raios-X podia então ser caracterizada em termos da energia média do feixe, da resolução espectral, da primeira CSR, e da segunda CSR ou CH.

Os passos para determinação das características de cada qualidade são os mesmos descritos nos itens 4.1.6 a 4.1.8.

Os espectros de raios-X obtidos para o equipamento de potencial constante foram comparados com os obtidos para o equipamento de potencial variável. Os espectros foram transformados em distribuições de frequência acumulada normalizadas e comparados utilizando o teste de aderência de Kolmogorov – Smirnov. Por meio da equação 6 foi obtido o valor de  $D_{calc}$  para comparação com o valor  $D_{tab}$  (Anexo1) encontrado para um nível de significância ( $\alpha$ ) igual a 0,01 e tamanhos de amostra (N) de 99, 124 e 149 para os espectros de 50, 60 e 70 keV, respectivamente.

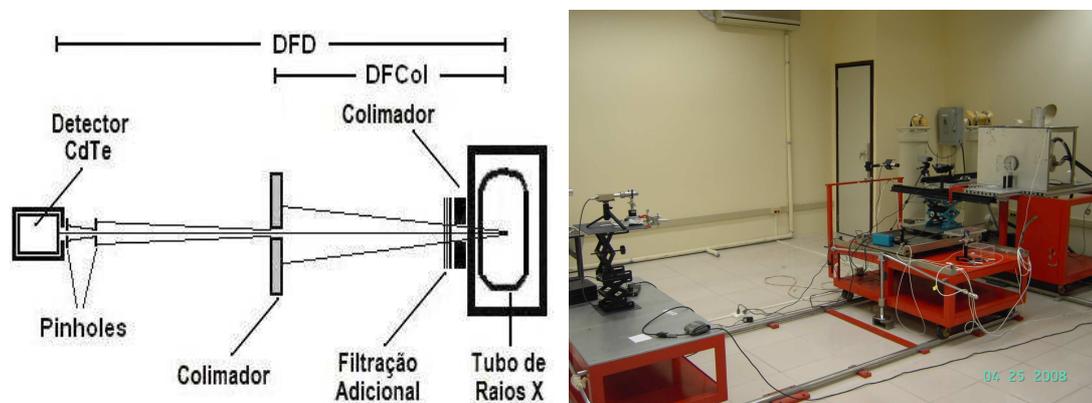


Figura 21 – Arranjo experimental para medidas dos espectros de raios-X, no equipamento de raios-X de potencial constante, com o detector de CdTe.

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

O presente trabalho foi desenvolvido nos Laboratórios de Raios-X Odontológico e de Raios-X 320 kV da Divisão de Técnicas Analíticas e Nucleares (DITAN) do Centro Regional de Ciências Nucleares (CRCN). As montagens dos arranjos experimentais foram implementadas nestes laboratórios para determinação dos feixes de raios-X padrões, conforme mostra a Figura 22. A partir destes arranjos, foram determinadas algumas etapas e os resultados são descritos a seguir.



Figura 22 – Laboratórios de raios-X odontológico (esquerda) e de raios-X 320 kV (direita) da DITAN/CRCN.

### 5.1 ESTUDO COMPARATIVO ENTRE OS DETECTORES DE HPGe e CdTe

Como dito anteriormente, os espectros de raios-X utilizados para a padronização das qualidades de raios-X odontológicas, foram obtidos por meio do detector de CdTe. Assim, com o intuito de estudar o desempenho deste tipo de detector, foi realizada uma análise comparativa de sua resposta espectrométrica em relação ao detector de HPGe. Para tal, fez-se necessário um estudo de cada detector e a correção dos espectros obtidos pelos detectores, conforme descrito a seguir.

### 5.1.1 Detector de HPGe

Os dados provenientes do MCA deste sistema espectrométrico, ou seja, os registros das alturas de pulsos de cada interação fóton-detector, foram controlados por meio do software Interwinner. Este software fornece arquivos de texto, com extensão “iec”, para cada espectro adquirido com o sistema espectrométrico. Dentro dos arquivos “iec” encontra-se um bloco de dados referente aos valores das alturas de pulsos registrados para cada canal do MCA. Este bloco de dados foi utilizado para correção do espectro de raios-X, sendo cada canal do MCA convertido em energia pela equação da curva de calibração mostrada na Figura 23.

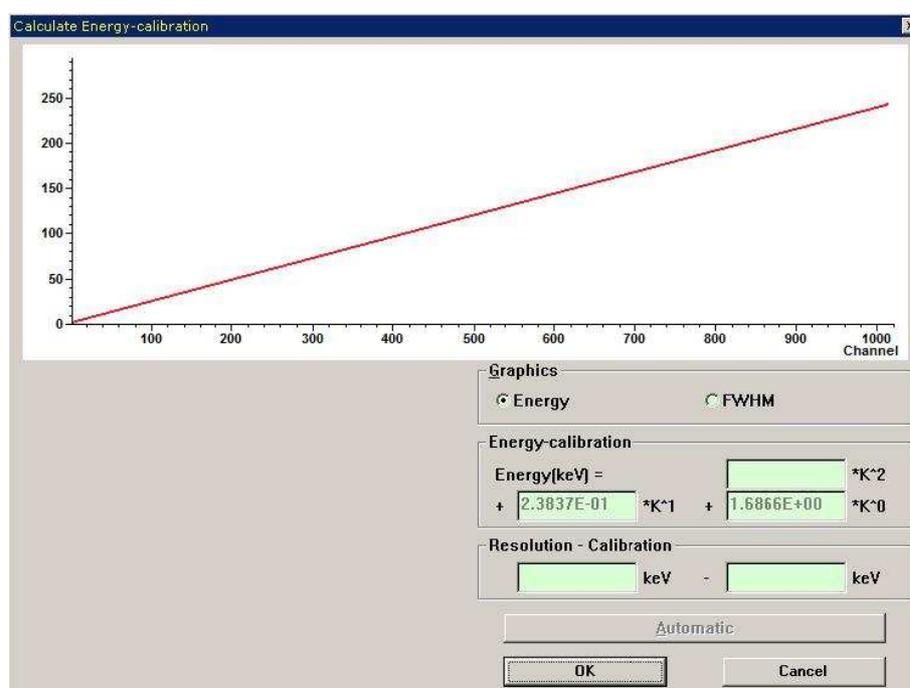


Figura 23 – Curva de calibração em energia para o detector de HPGe obtida com o software Interwinner.

Um programa, em linguagem FORTRAN, chamado STR.for, foi desenvolvido para converter a distribuição de altura de pulsos em espectro de fótons, baseado no algoritmo descrito no trabalho de Seelentag e Panzer (1979). O Apêndice 1 descreve este programa, que foi escrito de tal forma que a sua entrada de dados recebesse os arquivos específicos, no formato “iec”, gerados pelo software Interwinner utilizado junto ao sistema espectrométrico de HPGe.

Desta forma, os arquivos “iec” são lidos e convertidos em quatro saídas de texto com extensão “dat”, vistos no Apêndice 2, onde a primeira saída fornece uma tabela com as energias equivalentes aos canais, as contagens por canal e as contagens corrigidas equivalentes aos canais. A segunda saída fornece informações relativas à espectrometria, tais como a contagem máxima de pulsos da distribuição de alturas, o número de fótons máximo do espectro, o valor total do número de fótons e o valor da energia máxima e média do espectro. Já a terceira saída fornece uma formatação dos dados do espectro para ser utilizado no programa baseado no método Monte Carlo, chamado SPECTRAN.for, desenvolvido por Peixoto, Ribeiro e Zankl (1987), para estudos de espectros transmitidos através de diversos materiais. Por fim, a quarta saída fornece uma tabela com o número de fótons em função da energia, sendo esta energia tabulada de 1 em 1 keV até o seu valor máximo, para construção de gráficos.

A Figura 24 mostra as curvas de distribuição de altura de pulsos obtidos com o sistema de espectrometria, para tensões aplicadas ao tubo do sistema odontológico variável de 60 kV e 70kV, com filtração de 1,6mmAl + 0,3mmCu e corrente de 1mA, e os espectros de fótons obtidos através da utilização do programa STR.for.

Outros espectros obtidos com este detector já tinham sido comparados, no laboratório de raios-X 320 kV da DITAN, com catálogos de espectros fornecidos (ISO, 1996; SEELENTAG et al, 1979).

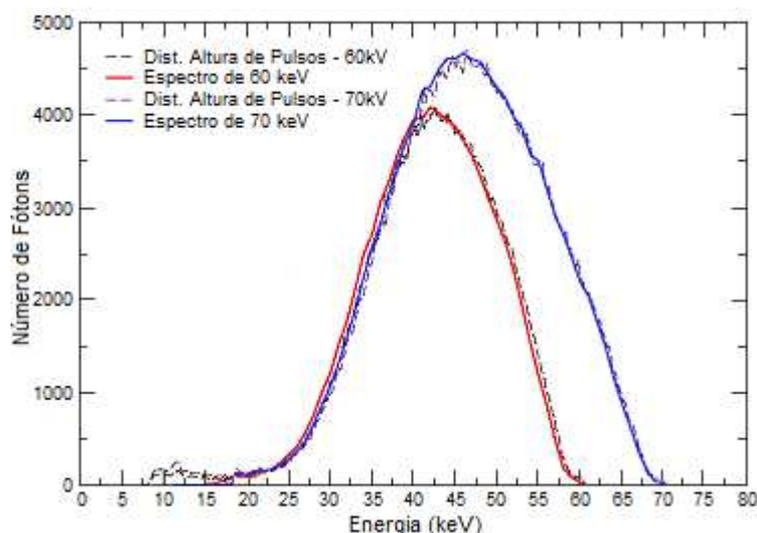


Figura 24 – Espectros de 60 e 70 keV corrigidos a partir de suas respectivas distribuições de altura de pulsos, utilizando o programa de stripping.

### 5.1.2 Detector de CdTe

As alturas de pulsos registrados em cada canal do MCA foram utilizadas para correção do espectro de raios-X, sendo cada canal do MCA convertido em energia pela equação da curva de calibração (Figura 25), com o módulo RTD ligado e utilizando as fontes radioativas referenciadas no item 3.4 (Tabela 6).

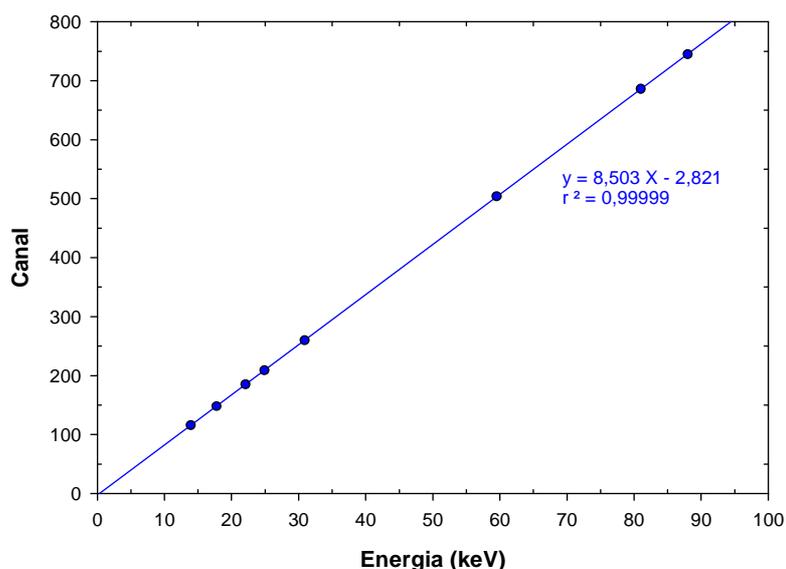


Figura 25 – Curva de calibração em energia para o detector de CdTe, com o módulo RTD ligado.

A resolução em energia (FWHM) deste detector também foi avaliada com a utilização das fontes de referência descritas na Tabela 6. A Figura 26 apresenta esta resolução, onde se observa que, para a energia dos raios gama do  $^{241}\text{Am}$  (59,54 keV), o valor encontrado foi de 0,66 keV (1,11% FWHM). Este valor de resolução é semelhante aos encontrados na literatura para este tipo de detector, como é o caso de 0,60 keV descrito pela Amptek (2006) e 0,81 keV por Maeda, Matsumoto e Taniguchi, (2005).

A resposta do detector foi obtida mediante a simulação de fótons monoenergéticos incidentes com energia variando de 5 até 100 keV em intervalos de 0,2 keV. A Figura 27 mostra a representação gráfica para a matriz de resposta deste detector para alguns fótons monoenergéticos. Neste gráfico, os fotopicos de maior intensidade representam os de absorção total e com maior eficiência de coleção de

cargas. Picos de escape de raios-X começam a ser formados a partir de fótons incidentes com energias superiores a 30 keV. Estes picos ocorrem quando os fótons de fluorescência da camada K ou L do CdTe, gerados a partir de um efeito fotoelétrico, não são absorvidos dentro do volume sensível do detector. Observa-se também que a eficiência de detecção diminui quando a energia do fóton incidente aumenta. Este fato acontece porque os fótons de energias mais altas conseguem ultrapassar a espessura sensível do detector sem interagir.

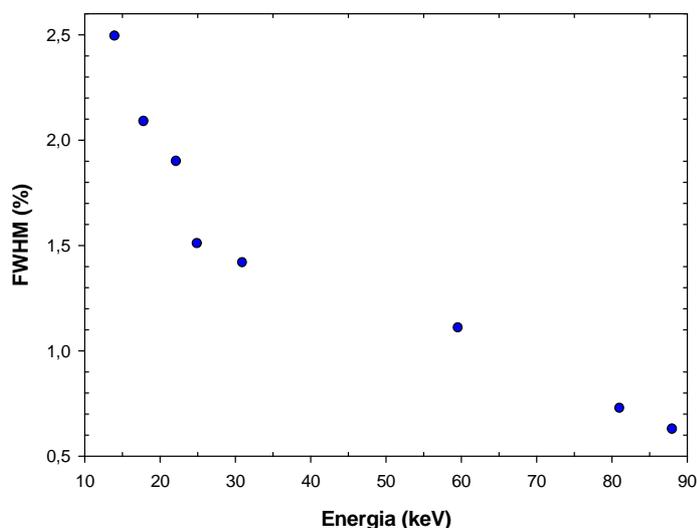


Figura 26 – Resolução em energia (FWHM) para o detector de CdTe, com o módulo RTD ligado.

A Figura 28 apresenta a curva de distribuição de altura de pulsos (espectro medido) e o espectro de fótons (espectro corrigido), obtidos com o sistema de espectrometria de CdTe, para tensão aplicada ao tubo de raios-X do sistema odontológico variável de 70kVp e corrente de 0,6 mA com filtração de 1,5mmAl. O espectro corrigido foi obtido em intervalos de 0,4 keV.

As diferenças entre os espectros medido e corrigido são visíveis, principalmente na região de baixa energia, entre 5 e 20 keV no espectro medido, onde a cauda desta região foi completamente corrigida. Além disso, este espectro apresenta depressões ou “dips” em 27 keV e 32 keV. Estas depressões também foram relatadas no trabalho de Miyajima (2003), onde o autor afirma que este fato está relacionado à fração de escape da camada K do Cd e do Te, respectivamente. No espectro corrigido, estas depressões são corrigidas em parte, diminuindo assim suas intensidades.

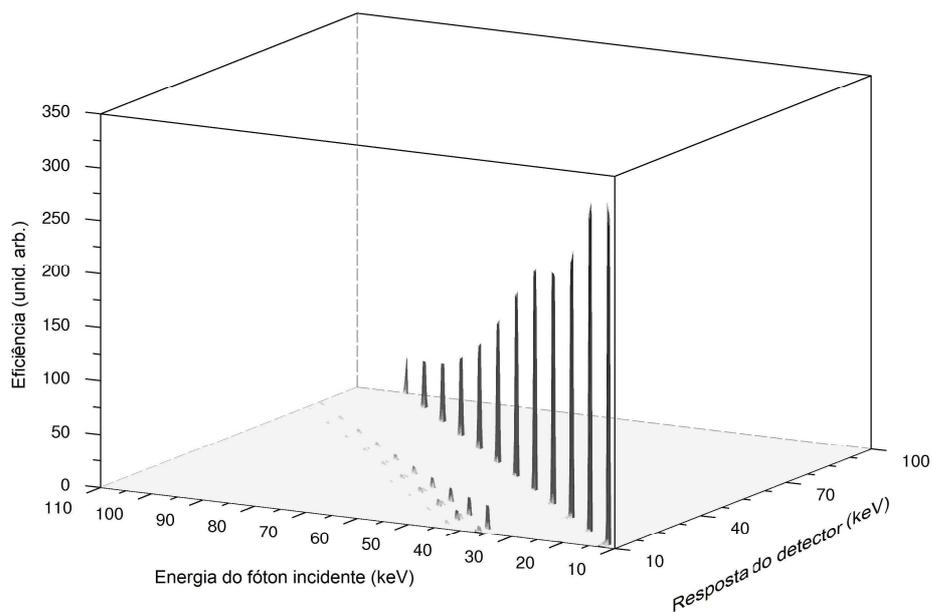


Figura 27 – Resposta do detector de CdTe para alguns fótons monoenergéticos incidentes no cristal. Simulação obtida com o módulo RTD ligado. .

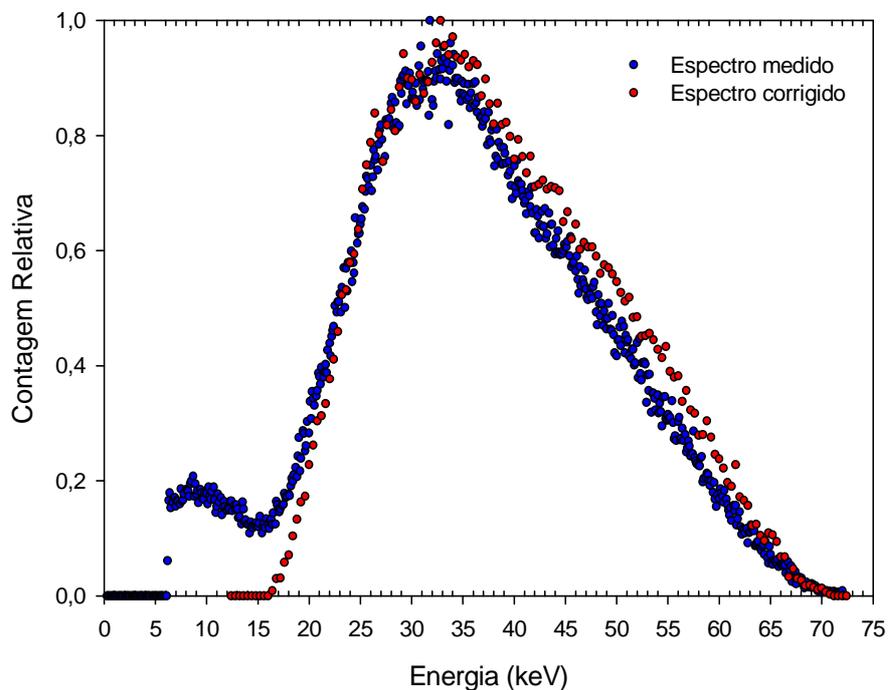


Figura 28 – Espectro de raios-X de 70 keV (espectro corrigido) obtido a partir de sua respectiva distribuição de altura de pulsos (espectro medido), utilizando a resposta do detector de CdTe simulado por meio do método Monte Carlo.

### 5.1.3 Comparação dos espectros obtidos com os detectores de CdTe e HPGe

Os espectros medidos e corrigidos obtidos com o detector de CdTe foram comparados com o espectro corrigido obtido com o detector de HPGe a fim de verificar a concordância entre os resultados obtidos para detector de CdTe em relação ao do HPGe.

Os espectros medidos com o detector de CdTe e o espectros obtidos com o detector de HPGe para potenciais de 50, 60 e 70 kVp podem ser vistos na Figura 29 (lado esquerdo). Os espectros foram normalizados para facilitar a comparação. Conforme discutido no item anterior, todos os espectros medidos com o detector de CdTe apresentaram distorções na região de baixa energia e depressões em torno de 27 keV e 32 keV, o que não ocorreram nos espectros obtidos com o detector de HPGe. Devido ao baixo número de contagens por canal (máximo de cerca de 1000 contagens), flutuações estatísticas nos espectros podem ser observadas.

Os espectros corrigidos do detector de CdTe também foram comparados com os espectros de referência do HPGe para os mesmos potenciais, de acordo com a Figura 29 (lado direito). Estes espectros corrigidos apresentaram uma pequena fração de contribuições negativas na região de baixas energias, que foram ajustadas para zero durante o processo de correção. Segundo Moralles et al. (2007), estas imperfeições estão relacionadas ao processo de modelagem do detector para obtenção da função resposta do mesmo. Pequenas depressões em 27 keV e 32 keV ainda permaneceram após a correção, sendo mais visível a depressão em 27 keV.

Os espectros corrigidos apresentaram uma boa concordância com os espectros obtidos com o HPGe demonstrando que o detector de CdTe pode ser útil na espectrometria de feixes de raios-X na faixa de energia dos equipamentos odontológicos, quando as correções apropriadas são aplicadas ao espectro medido.

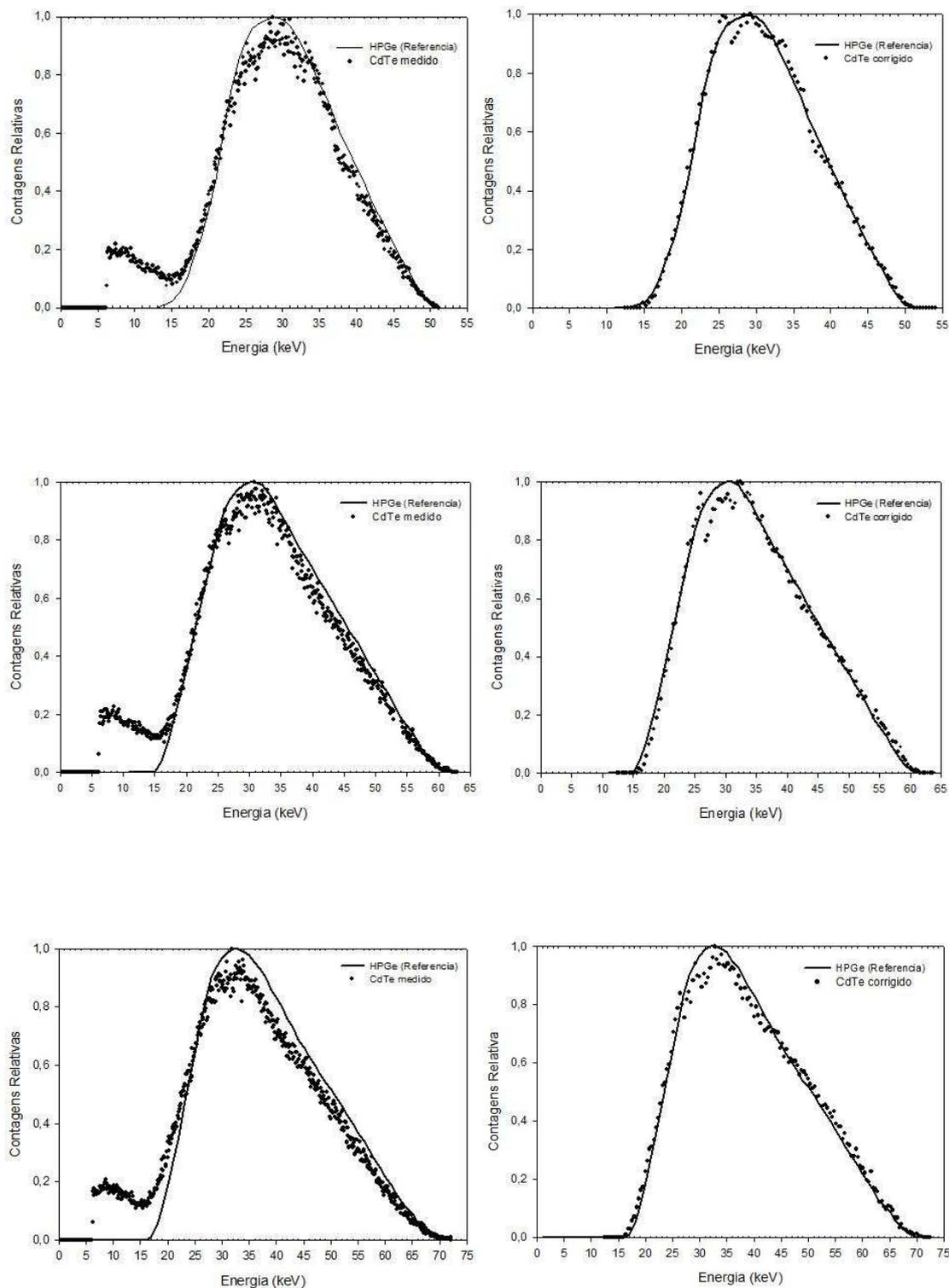


Figura 29 – Espectros de raios-X medidos (esquerda) e espectros de raios-X corrigidos (direita) obtidos com o detector de CdTe comparados aos espectros corrigidos obtidos com o detector de HPGe.

## 5.2 SISTEMA DE RAIOS-X ODONTOLÓGICO DE POTENCIAL VARIÁVEL

Um equipamento de raios-X odontológico monofásico com retificação de meia onda foi desenvolvido. A partir de um equipamento de raios-X monofásico portátil, foram realizadas modificações estruturais no cabeçote (troca de tubo e transformador) e no painel de controle (circuitos eletro-eletrônicos) para que o mesmo se comportasse como um aparelho de raios-X odontológico comercial, porém com possibilidade de variação da tensão aplicada ao tubo e da corrente de filamento/tubo. A Figura 30 mostra as modificações estruturais que foram realizadas no painel de comando deste equipamento.

Foram realizados, neste equipamento, os testes de controle de qualidade com base na regulamentação vigente no país (MS, 1998), além da determinação dos parâmetros importantes para definição dos feixes de raios-X odontológicos. Com exceção dos itens 5.1.1 e 5.1.2, todas as medidas foram realizadas com este equipamento no modo contínuo, pois este modo é que permite realizar irradiações sem valores pré-estabelecidos de tempo, como no caso do modo pulsado. Assim, os passos para realização das medidas neste equipamento estão descritos a seguir:

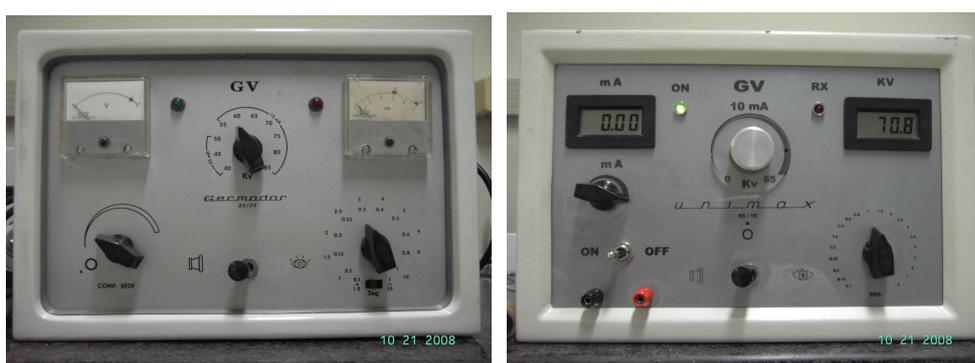


Figura 30 – Modificações estruturais no painel de comando de um equipamento de raios-X monofásico portátil. Painel original (esquerda) e painel modificado (direita).

### 5.2.1 Exatidão da tensão aplicada ao tubo

Utilizando os medidores de kVp descritos no item 3.5, foram determinados valores das tensões aplicadas ao tubo para comparação com os valores selecionados no painel de controle, de forma a ajustar, por meio de um potenciômetro localizado no interior do painel de comando, o valor da tensão nominal que seria adotado como referência. Assim, a Tabela 7 mostra os valores de tensão obtidos após o ajuste do kVp no painel de controle, onde observa-se uma boa concordância entre os valores indicados pelos medidores e o valor indicado no mostrador do equipamento (kVp nominal). Os erros percentuais máximos encontrados no modo pulsado e contínuo foram de 2,6% e 3,7%, respectivamente.

Os valores de tensão obtidos com os medidores não invasivos foram comparados com os valores obtidos por meio de espectrometria. A Figura 31 mostra as distribuições de altura de pulsos em função da energia, obtidas com os valores nominais de 50 e 60 kVp ajustados no painel de comando. Observa-se que os valores das energias máximas destes espectros são compatíveis com os valores de kVp obtidos utilizando-se os medidores não invasivos de tensão.

Tabela 7 – Medidas de kVp para ajuste da indicação do painel de controle.

kVp Nominal	Leitura no modo pulsado (kVp)		Leitura no modo contínuo (kVp)	
	M1	M2	M1	M2
50,0	48,7 ± 0,2	---	50,2 ± 0,4	---
55,0	---	---	55,2 ± 0,4	---
60,0	59,0 ± 0,1	59,7 ± 0,2	61,2 ± 0,4	61,4 ± 0,1
65,0	---	---	67,0 ± 0,1	66,4 ± 0,1
70,0	70,0 ± 0,1	69,8 ± 0,1	72,6 ± 0,5	70,8 ± 0,1
75,0	---	---	77,4 ± 0,5	75,0 ± 0,3

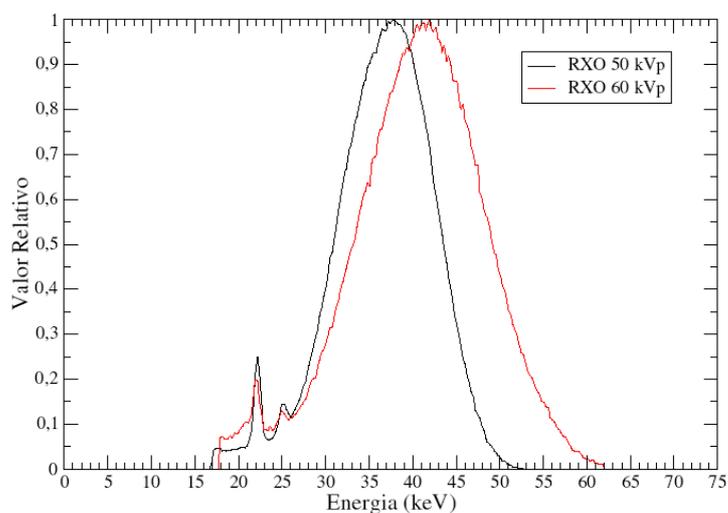


Figura 31 – Curvas de distribuição de altura de pulsos obtidas para tensões de operação de 50 e 60 kVp nominais.

### 5.2.2 Radiação de fuga

Para avaliar a blindagem do cabeçote foi realizado o teste de fuga de radiação utilizando o sistema de medidas SM2, descrito no item 3.3. O valor máximo da taxa de kerma no ar obtido a 1m de distância do tubo foi de  $(0,052 \pm 0,004)$  mGy/h, indicando que esta blindagem encontra-se adequada. De acordo com a legislação vigente no país, o valor limite estabelecido é de 1 mGy/h a 1 m (MS, 1998).

### 5.2.3 Curva de estabilidade do tubo de raios-X

Com o auxílio do sistema de medidas SM1 foram determinadas as curvas de estabilidade do tubo de raios-X para os valores de potenciais aplicados ao tubo de 50, 60 e 70 kVp (Figura 32). Observa-se que para o potencial de 70 kVp, o tubo de raios-X atinge sua estabilidade mais rápido que para os potenciais menores. Isto se deve ao fato de que um maior potencial aplicado ao tubo implica em maior energia

cinética cedida aos elétrons que irão interagir com o alvo do anodo e que produzirão um maior aquecimento do tubo, levando a uma estabilidade de produção do feixe de raios-X em um tempo menor.

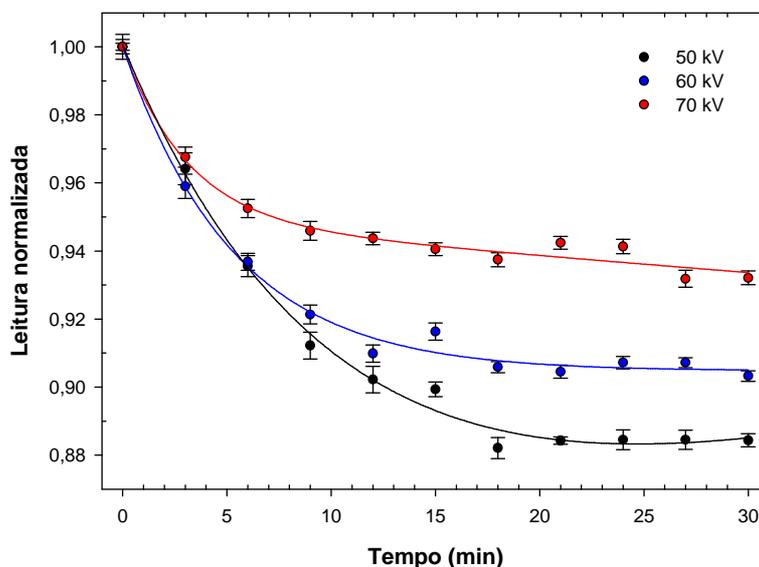


Figura 32 – Curvas de estabilidade (warm-up) do tubo do equipamento de raios-X odontológico de potencial variável.

De acordo com o gráfico da Figura 32, para a faixa de potencial aplicado ao tubo de 50 a 70 kVp, o tempo necessário para estabilização ou “warm-up” deste equipamento de raios-X variável é de 20 minutos. Este tempo de estabilidade foi considerado no procedimento de operação deste equipamento (Apêndice 3).

#### 5.2.4 Homogeneidade e tamanho de campo do feixe de radiação

Foram avaliados, no sistema de raios-X odontológico de potencial variável, o tamanho de campo e a homogeneidade nos sentidos horizontal e vertical, utilizando o sistema de medida SM3 para a DFC de 100 cm. Na Figura 33 observa-se que, na varredura vertical, o platô apresenta uma suave inclinação. Este fato é devido ao efeito da angulação do alvo ou efeito anódico, onde se percebe uma diminuição do perfil da

intensidade do feixe na direção do anodo. Embora exista esta inclinação, foi possível determinar, em ambos os sentidos, um tamanho de campo de 16,0 cm de diâmetro, sendo as extremidades deste campo de radiação definidas para um valor de homogeneidade de, no máximo, 95%.

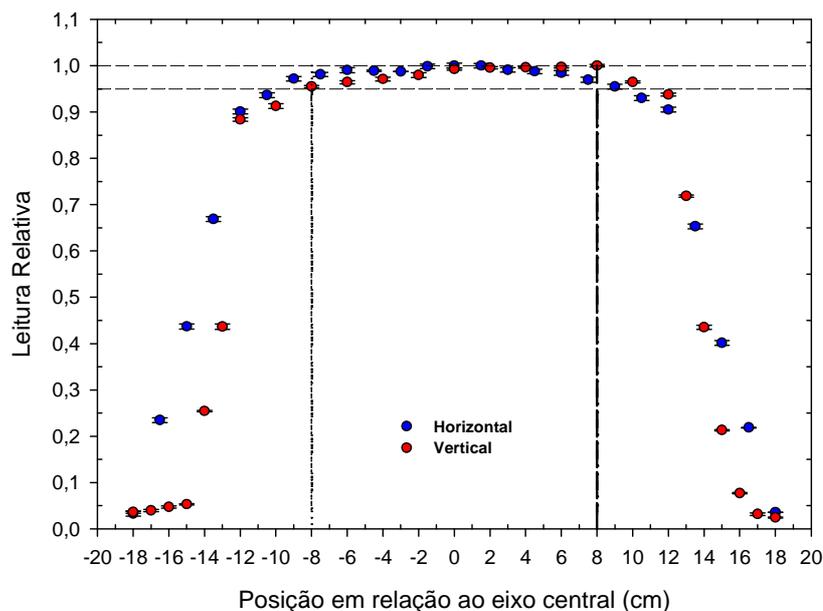


Figura 33 – Avaliação do tamanho de campo do feixe de raios-X para uma DFC de 100 cm.

### 5.2.5 Filtração inerente

A filtração inerente foi obtida a partir de medidas de CSR, sem filtração adicional. A Figura 34 apresenta a curva de ajuste polinomial de quarta ordem para determinação desta CSR. A partir da equação de ajuste da curva, o valor da CSR foi determinado, encontrando-se o valor de 1,32 mmAl.

Por interpolação entre os valores de CSR de 1,15 e 1,54 mmAl (filtração inerente entre 1,0 e 1,5 mmAl) da Tabela 1, descrita no item 2.4.1, o valor da filtração inerente encontrada para este sistema odontológico variável foi de 1,21 mmAl.

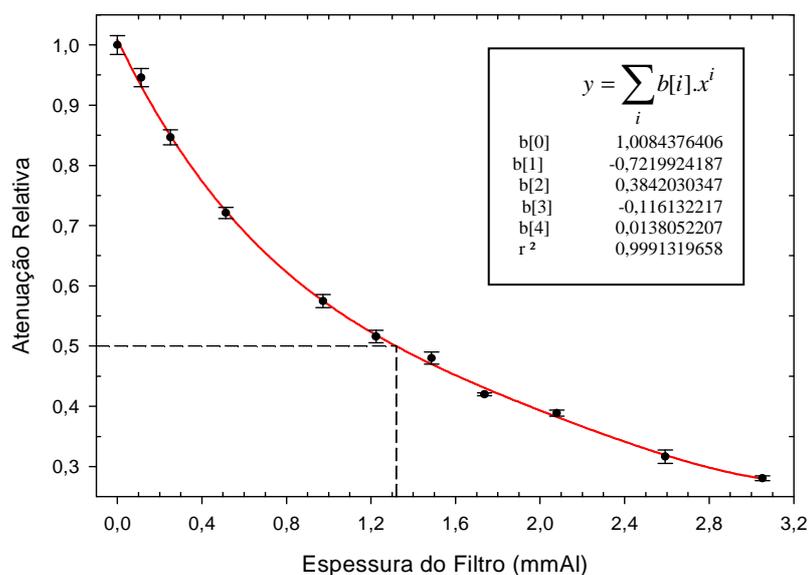


Figura 34 – Determinação da CSR para o tubo operado a 60kV, 1mA e sem filtros adicionais.

### 5.2.6 Estudo comparativo entre diversos aparelhos de raios-X dentários comerciais e o equipamento de raios-X de potencial variável

Dez equipamentos de raios-X odontológicos periapicais comerciais foram separados em grupos de tensões nominais de 50, 60 e 70 kVp, com o objetivo de comparação com o equipamento de raios-X odontológico de potencial variável. Na Tabela 8 encontram-se as características de cada unidade de raios-X dentária comercial.

Com relação aos filtros adicionais dos equipamentos odontológicos comerciais, verificou-se que há uma variação na espessura dos mesmos, o que é natural visto que cada fabricante deve estudar a combinação desse filtro com a filtração inerente do tubo para obter a filtração total e assim determinar o seu respectivo feixe de radiação.

De acordo com a legislação nacional, equipamentos com tensão inferior ou igual a 70kVp devem possuir uma filtração total não inferior a 1,5 mmAl (MS, 1998). Desta forma, todos os equipamentos de raios-X odontológicos comerciais descritos na Tabela 8 encontram-se em conformidade, neste requisito, com a legislação.

Com o auxílio do medidor de kVp não-invasivo M3 e do sistema espectrométrico de CdTe, foram realizadas medidas de kVp nos equipamentos comerciais (Tabela 9). Em relação ao kVp nominal, o máximo desvio encontrado, utilizando o medidor de kVp não-invasivo, foi de 9,5% (equipamento H). Já em relação ao espectro de raios-X, este valor sobe para 12,9%, para o mesmo equipamento. Geralmente, em protocolos de garantia de qualidade, o critério de aceitação para valores de exatidão de kVp é de  $\pm 10\%$ . Os resultados mostram a importância da espectrometria do feixe de raios-X, uma vez que o espectro reflete uma melhor condição da real característica deste feixe em relação aos medidores não invasivos de kVp. Quando os dois métodos foram comparados entre si, o máximo desvio encontrado foi de 9,1%.

Tabela 8 – Características dos equipamentos de raios-X odontológicos comerciais.

Unidade de raios-X	kVp nominal	mA nominal	Filtração adicional (mmAl) *	Filtração Total (mmAl) **
A	50	10	0,719±0,002	2,80
B	50	10	0,703±0,002	2,80
C	60	10	1,502±0,006	3,81
D	60	10	1,009±0,003	2,50
E	60	10	1,021±0,002	2,50
F	60	10	1,232±0,003	2,50
G	70	7	1,022±0,002	2,50
H	70	8	1,308±0,007	2,58
I	70	8	1,321±0,003	2,58
J	70	7	1,004±0,002	3,81

\* Valor médio de cinco medidas

\*\* Dado pelo fabricante

Tabela 9 – Medidas de kVp nos equipamentos de raios-X odontológicos comerciais.

Unidade de raios-X	kVp Nominal	kVp medido	kVp estimado por espectrometria
A	50	50,21	48,2
B	50	49,71	45,5
C	60	58,32	53,1
D	60	56,23	52,4
E	60	56,98	52,6
F	60	59,64	55,1
G	70	70,28	66,3
H	70	63,32	61,0
I	70	64,17	61,9
J	70	69,76	67,5

As curvas de atenuação, para determinação da 1ª e 2ª CSR dos equipamentos de raios-X comerciais, estão mostradas na Figura 35. A partir das equações de ajuste das curvas de cada equipamento de raios-X, foram determinados os valores da 1ª e 2ª CSR os quais variaram de 1,16 a 1,95 mmAl e de 1,44 a 2,45 mmAl, respectivamente. Embora as filtrações totais e tensões nominais sejam diferentes, a maioria dos equipamentos de raios-X teve seus valores de CSR concordantes entre si, exceto para os equipamentos H, I e J, que pertencem ao grupo dos equipamentos de 70 kVp.

Medidas de espectros não corrigidos, obtidos para os potenciais de 50, 60 e 70 kVp aplicados ao tubo do equipamento de raios-X variável, foram comparados com aqueles obtidos dos equipamentos odontológicos comerciais, para os mesmos potenciais aplicados, de acordo com as Figuras 36 a 38.

A filtração adicional do equipamento de raios-X de potencial variável foi ajustada de tal forma que os espectros obtidos possuíssem uma boa semelhança, principalmente na região de baixas energias, quando comparados aos espectros dos aparelhos de raios-X odontológicos comerciais. O valor determinado para esta filtração adicional, após ajustes, foi de 1,53 mmAl. Desta forma, a filtração total deste equipamento foi de 2,74 mmAl, uma vez que a filtração inerente encontrada foi de 1,21 mmAl (item 5.2.5). Os valores da filtração total dos equipamentos odontológicos comerciais variaram de 2,50 até 3,81 mmAl. Todos os valores satisfazem a recomendação da Portaria N°453, que estabelece uma filtração total não inferior à 1,5 mmAl para equipamentos com tensão de tubo inferior ou igual a 70 kVp (MS, 1998).

Em relação à energia máxima, o grupo de espectros de 50 keV (Figura 36) apresentou uma melhor correlação entre os espectros dos equipamentos comerciais e o do variável (desvio máximo de 9%). Os máximos desvios dos espectros destes equipamentos comerciais em relação ao equipamento de raios-X variável foram de 12,6% e 12,9% para os grupos de 60 e 70 keV, respectivamente. Estes resultados mostram que os equipamentos de raios-X odontológicos comerciais possuem uma variação significativa de suas características, principalmente da tensão aplicada ao tubo, necessitando, desta maneira, de um maior controle dos parâmetros que influenciam na produção do feixe de raios-X.

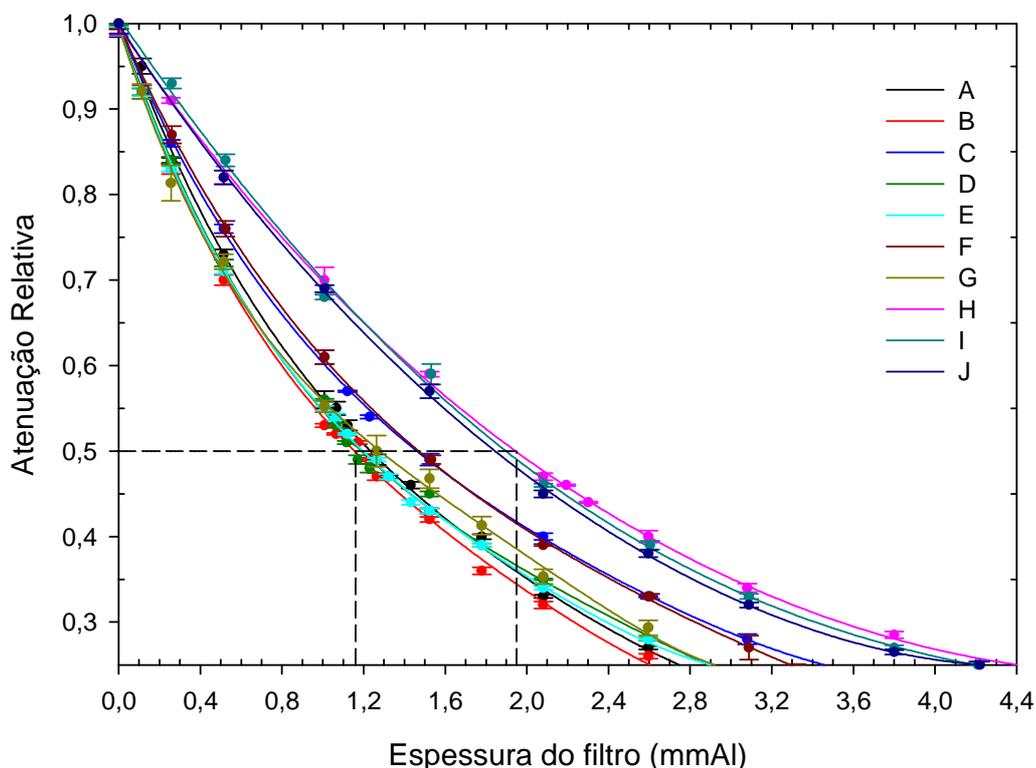


Figura 35 – Curvas de atenuação dos raios-X dos equipamentos comerciais para determinação das CSR.

Alguns autores reportaram variações no kVp de diversos equipamentos odontológicos comerciais, demonstrando que alguns destes não passariam em testes de controle de qualidade (BOSCOLO et al., 1997; PREECE; JENSEN, 1983). Por estas razões, flutuações em valores de kVp levariam a espectros de energia que não corresponderiam ao valor de kVp nominal indicado pelos fabricantes. Por outro lado, o equipamento de raios-X odontológico de potencial variável desenvolvido neste trabalho permite um melhor controle destes parâmetros, principalmente da tensão aplicada ao tubo, uma vez que esta tensão é estabilizada e controlada por meio de um estabilizador especial. Aliado a isto, este equipamento possui maior capacidade de resfriamento do tubo, devido ao tamanho de seu cabeçote, permitindo a obtenção de espectros por um intervalo de tempo mais prolongado, com feixes de raios-X bem definidos e melhor controlados. Estes fatos foram as principais razões que motivaram o desenvolvimento deste equipamento para estabelecimento das qualidades de raios-X propostas neste trabalho.

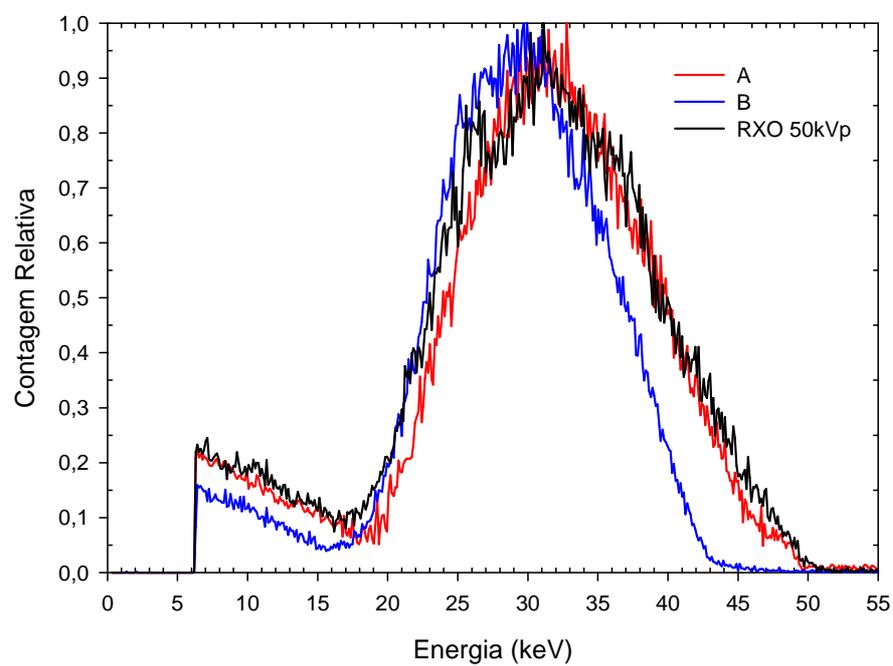


Figura 36 – Espectros obtidos dos equipamentos de raios-X do grupo de 50 keV.

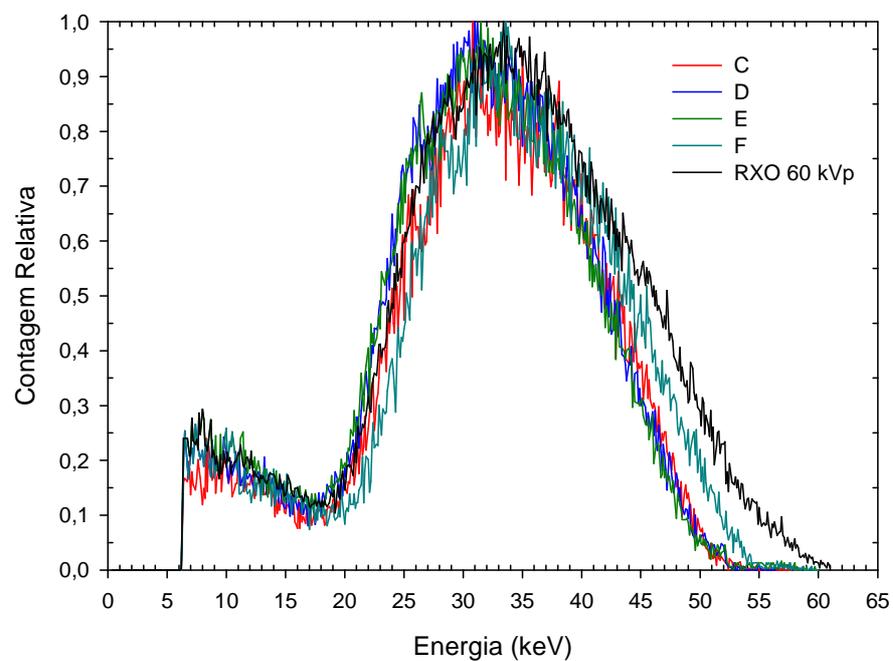


Figura 37 – Espectros obtidos dos equipamentos de raios-X do grupo de 60 keV.

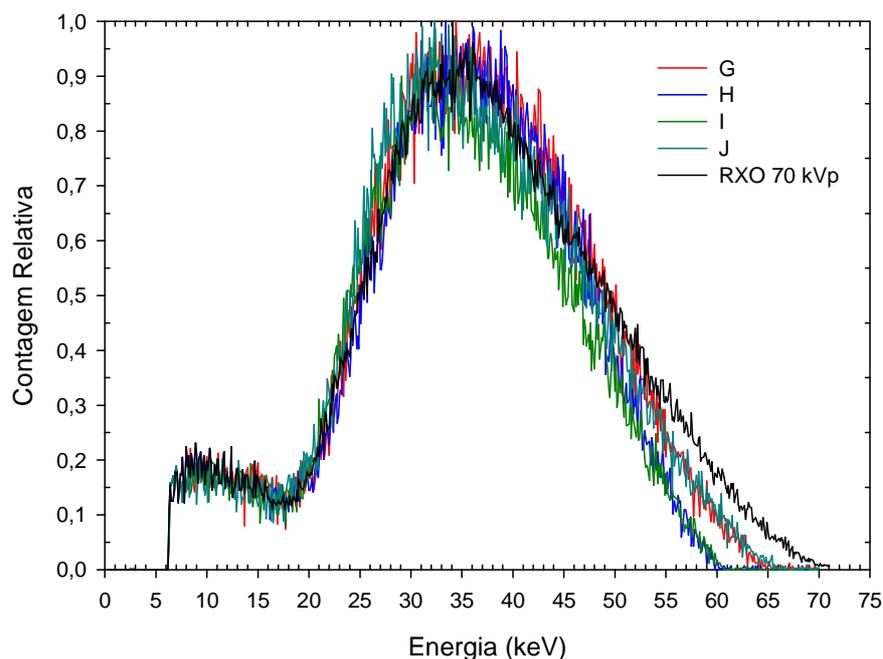


Figura 38 – Espectros obtidos dos equipamentos de raios-X do grupo de 70 keV.

### 5.2.7 Determinação da 1ª e 2ª CSR das qualidades

Após a determinação das filtrações inerente e adicional, foram calculadas as CSRs para cada feixe de raios-X implantado no equipamento odontológico de potencial variável (Figura 39). Os valores das 1ª CSRs obtidos por meio do ajuste de curva polinomial variaram de 1,37 a 1,92 mmAl, enquanto que estes valores variaram de 1,16 a 1,95 mmAl para os equipamentos de raios-X odontológicos comerciais. De acordo com legislação brasileira (MS, 1998), os valores mínimos aceitáveis para a 1ª CSR são de 1,2 mmAl (para 51 kVp); 1,3 mmAl (para 60 kVp); e 1,5 mmAl (para 70 kVp). Portanto, os valores de CSRs encontrados para cada feixe de radiação implantado atenderam aos critérios de valores mínimos estabelecidos.

Para as 2ª CSRs, os valores encontrados para este equipamento variaram de 1,72 a 2,63 mmAl. Já para os equipamentos comerciais, estes valores variaram entre 1,44 e 2,45 mmAl.

Os resultados demonstram que as qualidades dos feixes de raios-X, determinados para o equipamento odontológico de potencial variável, possuem um

bom grau de concordância com os valores encontrados nos equipamentos comerciais e que atendem aos requisitos descritos na legislação.

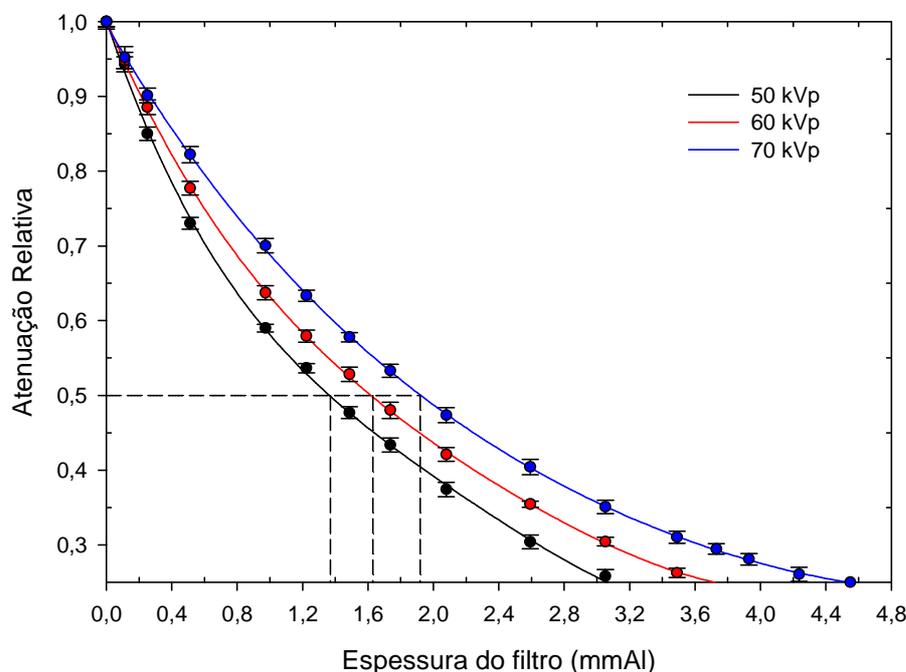


Figura 39 – Curvas de atenuação dos raios-X do equipamento odontológico de potencial variável para determinação das CSR.

### 5.2.8 Determinação dos espectros das qualidades implantadas e obtenção da energia média dos fótons

Os espectros de raios-X não corrigidos (Figuras 36 a 38), obtidos do equipamento odontológico de potencial variável para os feixes de radiação gerados com potenciais de 50, 60 e 70 kVp e com a filtração total descrita anteriormente, foram corrigidos pela metodologia descrita no item 5.1.2. Os espectros de raios-X corrigidos para cada qualidade de raios-X implantada no equipamento variável podem ser visualizados na Figura 40. A partir de cada um dos espectros corrigidos, foram determinadas as energias médias, de acordo com as equações 3 e 4.

Após obter todos os parâmetros necessários para a padronização das qualidades de raios-X no equipamento de potencial variável, que servirão para calibração e ensaios de equipamentos/materiais utilizados nesta faixa de energia, as mesmas foram

implantadas no laboratório de raios-X odontológico e suas características estão apresentadas na Tabela 10.

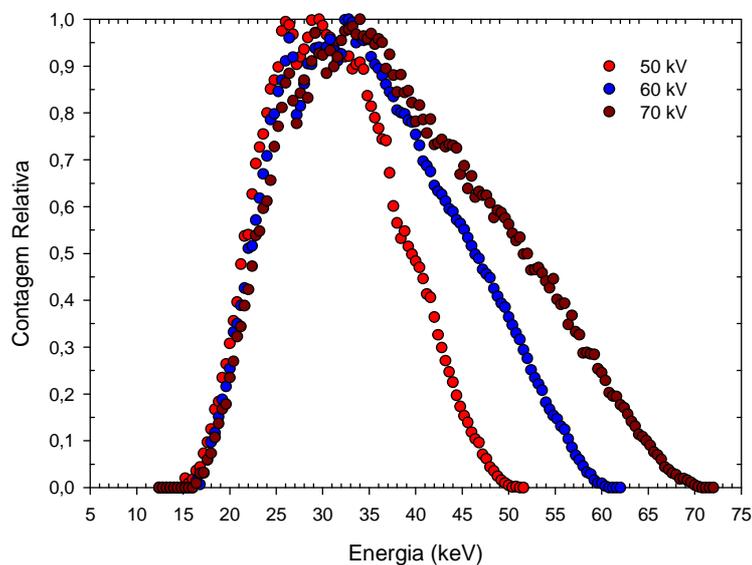


Figura 40 – Espectros de raios-X das qualidades de radiação implantadas no equipamento odontológico de potencial variável.

Tabela 10 – Qualidades de feixes de raios-X implantadas no Laboratório de Raios-X Odontológico.

Qualidade Raios-X	Potencial do Tubo (kV)	Filtração Total (mmAl)	1ª CSR (mmAl)	2ª CSR (mmAl)	Energia Média (keV)
DRQ 1	50	2,74	1,37	1,72	31,07
DRQ 2	60	2,74	1,63	2,08	35,29
DRQ 3	70	2,74	1,92	2,63	38,90

As qualidades de raios-X descritas na Tabela 10 serviram de base para transferência de suas características para o equipamento de potencial constante do laboratório de raios-X 320 kV (Pantak). Assim, os espectros de raios-X obtidos destas qualidades (Figura 40), aqui chamados de espectros padrões, foram utilizados como referência para a obtenção das qualidades de feixes raios-X no equipamento de potencial constante. O estudo da transferência das características dos espectros do equipamento de raios-X odontológico de potencial variável para o equipamento de potencial constante está descrito nos itens 5.3 e 5.4 a seguir.

### 5.2.9 Dosimetria dos feixes de radiação

Medidas da linearidade da taxa de kerma no ar com a corrente do tubo foram efetuadas antes da realização da dosimetria de cada qualidade implantada neste equipamento. Os desvios percentuais máximos encontrados para as medidas de linearidade, apresentadas na Figura 41, foram de 3,47%, 3,32% e 4,08% para os potenciais de 50, 60 e 70 kVp, respectivamente. Estes valores encontram-se bem abaixo do valor estabelecido pela Portaria 453 – MS, que é de 20% (MS, 1998).

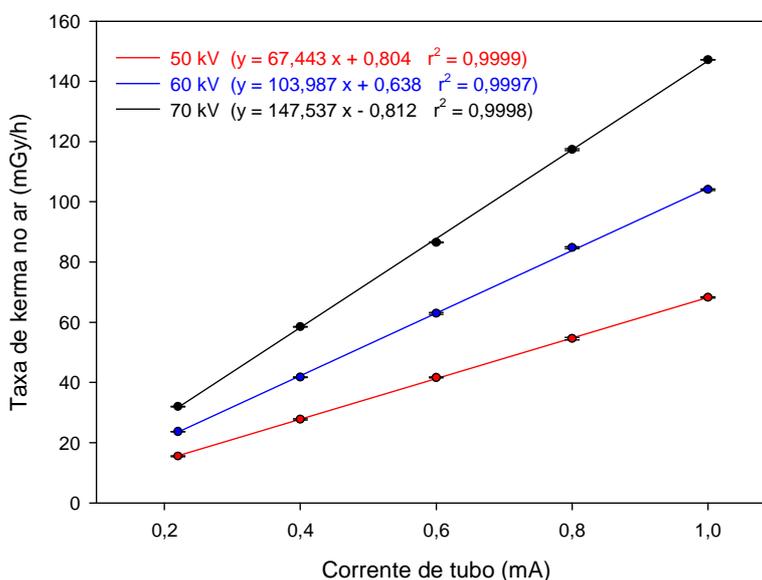


Figura 41 – Linearidade da taxa de kerma no ar com a corrente do tubo do equipamento de raios-X odontológico de potencial variável.

As avaliações das dosimetrias, em termos de taxa de kerma no ar, para cada qualidade de feixes de raios-X, foram obtidas utilizando os fatores de calibração, para a câmara de ionização do sistema de medida SM4, determinados para as qualidades RQR 3 a RQR 5 da IEC 1267, para os potenciais de 50 a 70 kVp, respectivamente, e com a corrente do tubo de 1 mA. Conforme descrito no item 4.2.9, os valores da taxa de kerma no ar, determinados na Tabela 11, representam uma estimativa desta grandeza para os feixes de radiação implantados no equipamento de raios-X variável, uma vez que esta câmara de ionização não possui calibração nestas qualidades de raios-X. Um exemplo das incertezas associadas ao processo de medição da taxa de

kerma no ar, determinada para a qualidade DRQ1 no equipamento de potencial constante (Tabela 14 do item 5.4), encontra-se descrita no Apêndice 5.

Os resultados desta avaliação dosimétrica podem ser úteis para realização de ensaios em que se deseje, por exemplo, estudar a dependência energética de materiais e/ou equipamentos, onde a correta dosimetria não é importante, sendo sua estimativa apenas uma referência para este tipo de teste.

A avaliação exata da dosimetria desta grandeza nestes feixes só poderá ser realizada mediante algum processo de medida absoluta da radiação, tais como a utilização de uma câmara de ar livre ou de um calorímetro.

Tabela 11 – Taxa de kerma no ar dos feixes de raios-X implantados no equipamento de raios-X odontológico de potencial variável.

Qualidade Raios-X	Potencial doTubo (kV)	Taxa de Kerma no Ar (mGy/h) a 1m
DRQ 1	50	68,79±0,66
DRQ 2	60	105,43±1,04
DRQ 3	70	148,88±1,41

### 5.3 SIMULAÇÃO DOS ESPECTROS DE RAIOS-X

A necessidade de simulação surgiu quando foi constatado que o espectro de raios-X obtido no equipamento de potencial constante foi bem diferente do equipamento monofásico variável, para a mesma filtração total. A Figura 42 mostra os espectros de raios-X não corrigidos de 70 keV obtidos no equipamento de potencial constante (ripple de 0%) nas mesmas condições de filtração total (2,74 mmAl) e potencial de tubo do equipamento odontológico monofásico (ripple de 100%). Observa-se que no equipamento de menor ripple de tensão, que é o caso do sistema de potencial constante, o espectro de raios-X foi deslocado para a direita, na direção da região das altas energias, além de apresentar uma maior produção de fótons de raios-X em toda a faixa de energia, conforme discutido no item 2.2.

Desta forma, os espectros de raios-X foram simulados para o equipamento de potencial constante (Pantak 320) com o auxílio do programa Spec78 (Figuras 19 e 20). O objetivo da simulação foi realizar um estudo da filtração total e do potencial do tubo necessários para que os espectros gerados, para o equipamento de potencial constante, fossem os mais semelhantes possíveis aos obtidos no equipamento de raios-X odontológico variável e que assim possuíssem um bom grau de concordância, principalmente em relação às suas energias médias.

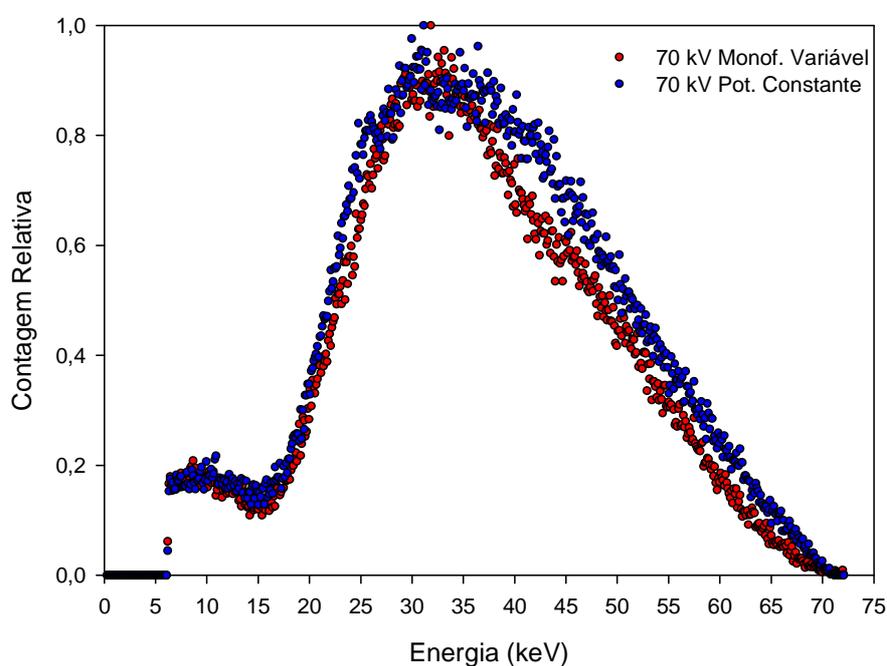


Figura 42 – Espectros de raios-X não corrigidos obtidos com a mesma filtração total e potencial aplicado ao tubo, para os sistemas de raios-X monofásico variável e de potencial constante.

Após várias tentativas de combinação de filtração e potencial de tubo, a Figura 43 apresenta a comparação entre o espectro de raios-X, simulado com o potencial do tubo ajustado para 56 kV e filtração total de 2,90 mmAl, e o espectro de raios-X obtido no equipamento odontológico variável com potencial aplicado ao tubo de 60 kV e filtração total de 2,74 mmAl (Figura 40). Ainda pode-se observar pequenas áreas de discordância entre os espectros de raios-X, que eram esperadas devido aos

tipos de geradores de tensão utilizados nos dois equipamentos e que, portanto, não havia como os espectros de raios-X concordarem em 100%.

O fato de que a tensão aplicada ao tubo, para o equipamento de potencial constante, teve que ser reduzida para compensar a maior produção de fótons neste equipamento, comprova a definição da grandeza chamada Potencial de Pico Prático (PPP), introduzida por Kramer, Selbach e Iles (1998) e discutida também no item 2.2, uma vez que os diferentes tipos de retificação da tensão do tubo (ripple) influenciam o contraste da imagem ou o espectro de radiação.

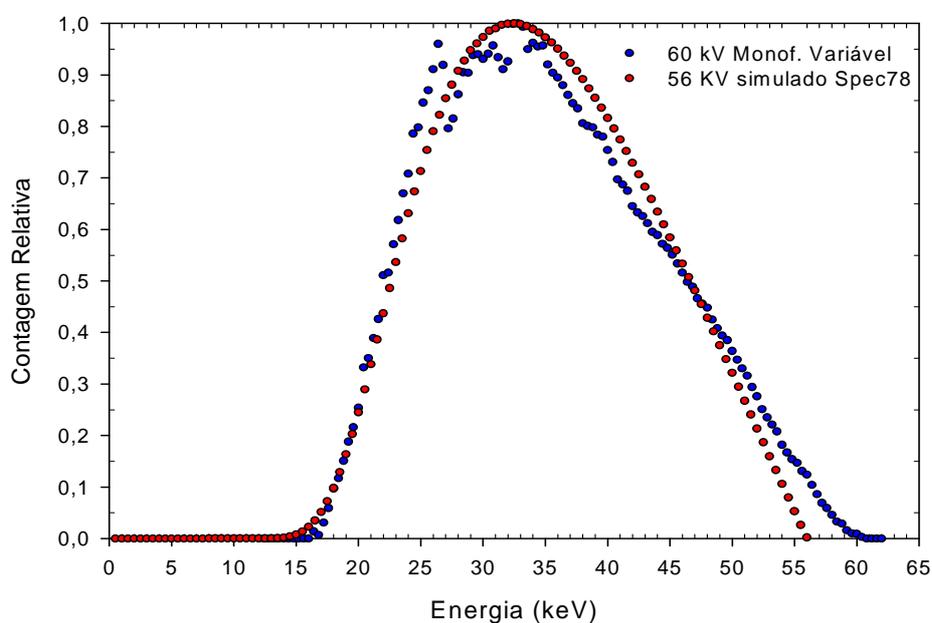


Figura 43 – Comparação entre os espectros de raios-X obtidos com o equipamento monofásico de potencial variável e com o simulador de espectros Spec78.

Simulações de espectros para os potenciais de 50 e 70 kVp também foram realizadas e comparadas com seus respectivos espectros obtidos com o equipamento de raios-X monofásico variável. Assim, os parâmetros para obtenção das três novas qualidades foram simulados para o equipamento de raios-X de potencial constante e os resultados encontram-se listados na Tabela 12.

Tabela 12 – Parâmetros dos espectros de raios-X simulados para obtenção das qualidades de raios-X no equipamento de potencial constante.

Qualidade Raios-X	Potencial doTubo (kV)	Filtração Total (mmAl)	1ª CSR (mmAl)	Energia Média (keV)
DRQ 1	46,0	2,90	1,72	30,8
DRQ 2	56,0	2,90	2,17	35,3
DRQ 3	65,0	2,90	2,51	38,7

#### 5.4 IMPLANTAÇÃO DAS QUALIDADES NO SISTEMA DE RAIOS-X DE POTENCIAL CONSTANTE

Após a realização das simulações e obtenção dos parâmetros descritos na Tabela 12, a filtração total (2,90 mmAl) simulada foi implantada no equipamento de potencial constante, sendo que a soma dos valores medidos das espessuras dos filtros utilizados foi de 2,96 mmAl. Os espectros experimentais foram obtidos, de acordo com o arranjo da Figura 16, para os potenciais do tubo descritos acima.

Os espectros de raios-X corrigidos obtidos no equipamento de potencial constante, para cada potencial do tubo, podem ser visualizados nas Figuras 44 a 46. Estes espectros foram comparados visualmente com os espectros (Figura 40) obtidos para o equipamento de raios-X monofásico de potencial variável. Observam-se diferenças entre os espectros, principalmente na região superior à energia média (região de altas energias). O potencial aplicado ao tubo no equipamento de potencial constante teve que ser reduzido para criar duas áreas bastante distintas entre os espectros, de tal forma que o peso de cada área, em termos de energia total, fosse compensado, uma em relação à outra, a fim de se obter, no espectro do equipamento de potencial constante, uma energia média compatível com a obtida no espectro do equipamento monofásico variável.

Em termos de energias totais, as diferenças percentuais obtidas entre as áreas delimitadas nos espectros de 50, 60 e 70 kV, mostrados nas Figuras 44 a 46, foram de 0,9%, 3,1% e 7,2%, respectivamente. Embora a discrepância entre os espectros de raios-X seja maior no espectro de 70 kV, este valor não pôde ser diminuído pela diminuição da tensão aplicada ao tubo de raios-X do equipamento de potencial constante, porque o valor da energia média diminuiria significativamente.

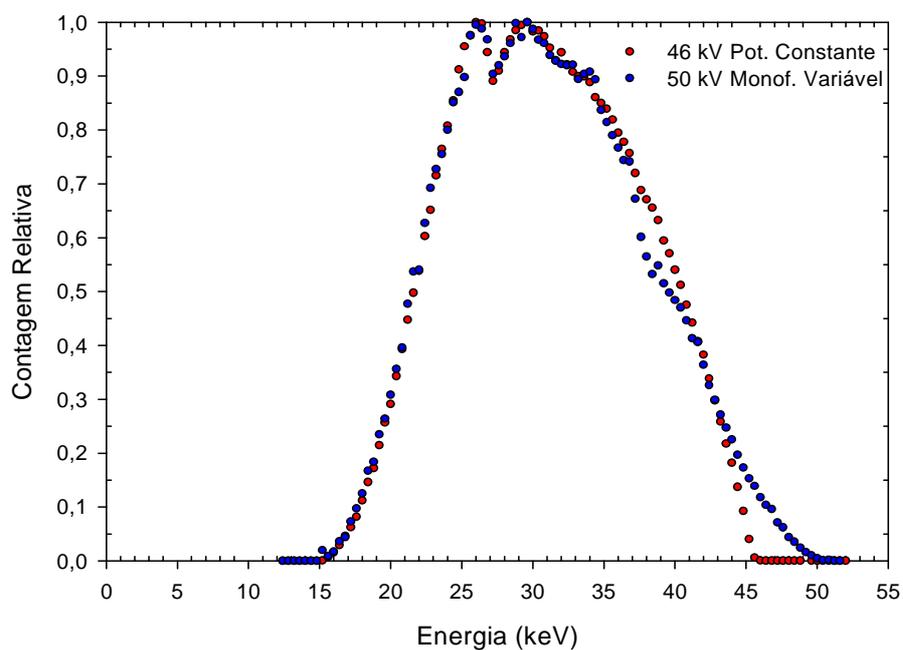


Figura 44 – Espectros de raios-X obtidos, com potenciais de 46 e 50 kV, para o equipamento de potencial constante e para o monofásico de potencial variável.

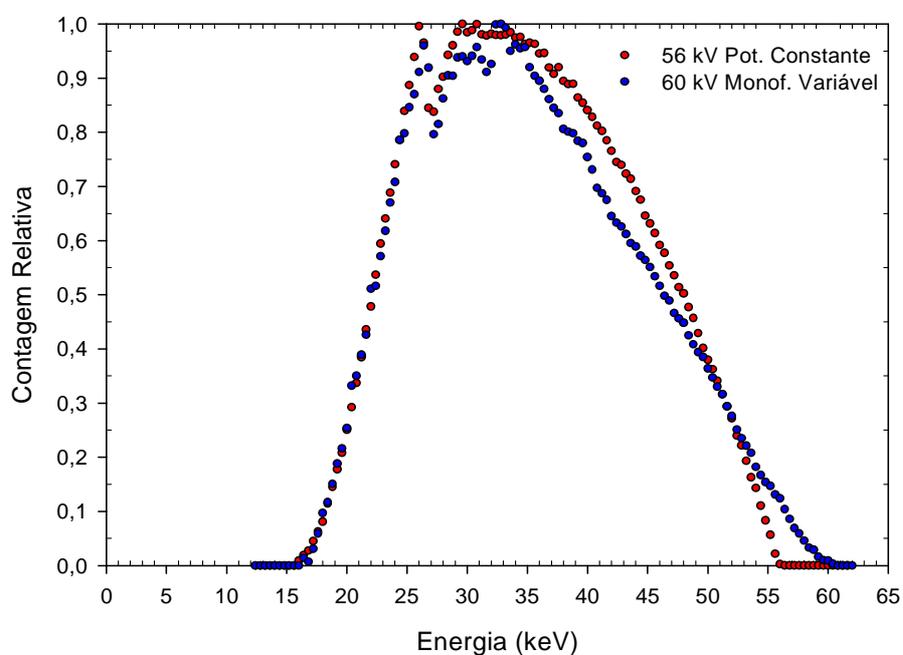


Figura 45 – Espectros de raios-X obtidos, com potenciais de 56 e 60 kV, para o equipamento de potencial constante e para o monofásico de potencial variável.

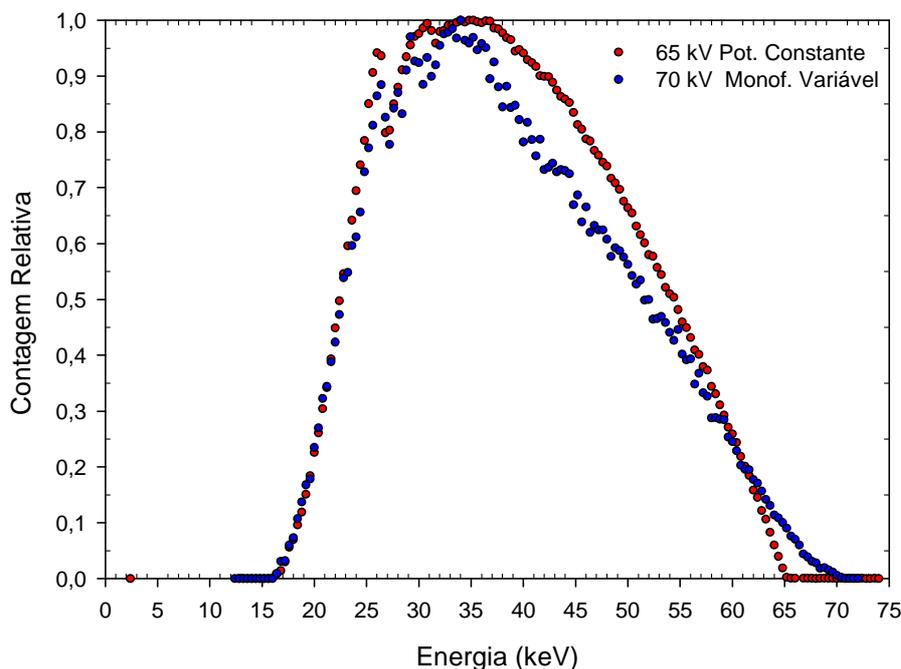


Figura 46 – Espectros de raios-X obtidos, com potenciais de 65 e 70 kV, para o equipamento de potencial constante e para o monofásico de potencial variável.

Para avaliar estatisticamente os resultados, utilizando o teste de aderência de Kolmogorov – Smirnov discutido no item 2.4, os espectros das figuras 44 a 46 foram transformados em curvas de distribuição de frequências acumuladas (Figuras 47 a 49) e comparados de acordo com a estatística deste teste. A Tabela 13 descreve os resultados obtidos do teste, onde todas as distribuições de frequências, ou seja, os espectros, obtidos no equipamento de potencial constante foram considerados semelhantes aos espectros obtidos no equipamento de potencial variável, para o nível de significância estabelecido.

Como os espectros obtidos apresentaram boa concordância em relação à energia média e ao teste de aderência utilizado, as qualidades de feixes de raios-X foram então caracterizadas em termos da energia média do feixe, da primeira CSR e da segunda CSR. Os valores das CSRs (Figura 50) e da energia média foram obtidos da mesma forma que nos itens 5.1.7 e 5.1.8, respectivamente. A Tabela 14 descreve as

qualidades de feixes de raios-X odontológicos determinadas no laboratório de raios-X 320 kV, com o equipamento de raios-X de potencial constante.

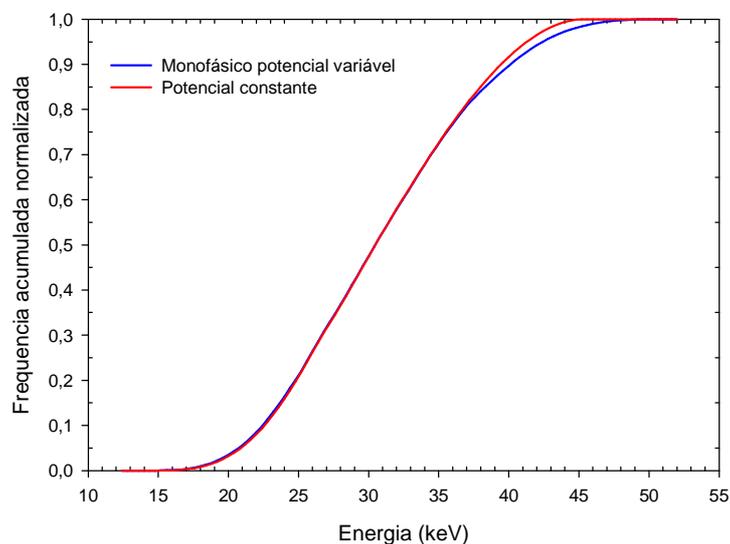


Figura 47 – Distribuição de frequências acumuladas obtidas, com potenciais de 46 e 50 kV, para o equipamento de potencial constante e para o monofásico de potencial variável.

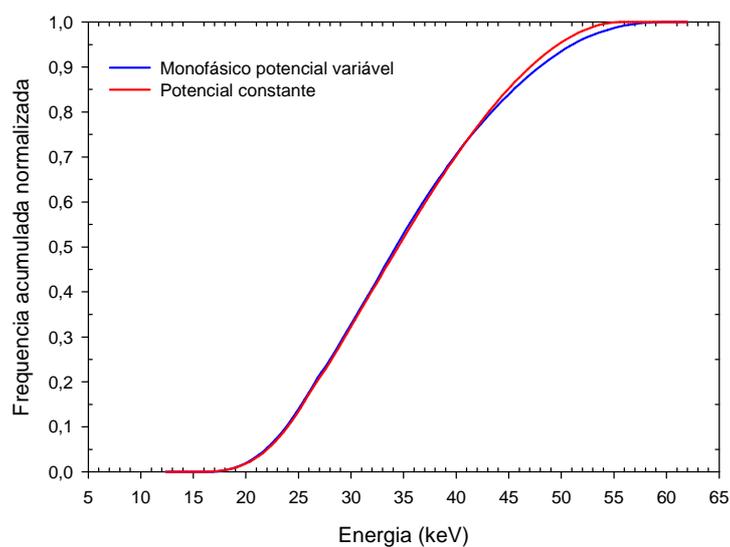


Figura 48 – Distribuição de frequências acumuladas obtidas, com potenciais de 56 e 60 kV, para o equipamento de potencial constante e para o monofásico de potencial variável.

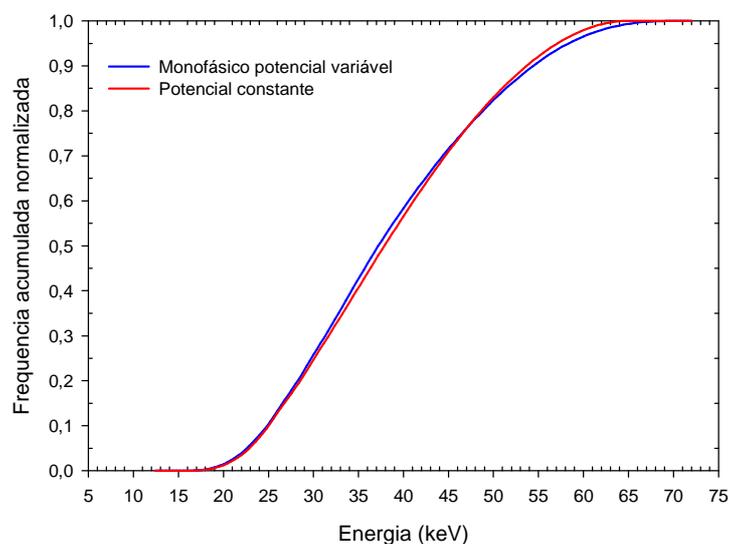


Figura 49 – Distribuição de frequências acumuladas obtidas, com potenciais de 65 e 70 kV, para o equipamento de potencial constante e para o monofásico de potencial variável.

Tabela 13 – Teste de aderência de Kolmogorov – Smirnov aplicado aos espectros de raios-X.

Espectros	Tamanho da amostra (N)	Nível de significância ( $\alpha$ )	Dcalc (equação 6)	Dtab $1,63/(N)^{1/2}$	Resultado da hipótese
Figura 44	99	0,01	0,023	0,164	Aceita
Figura 45	124	0,01	0,020	0,146	Aceita
Figura 46	149	0,01	0,022	0,134	Aceita

A Tabela 15 é um resumo da comparação entre os valores dos parâmetros obtidos para o equipamento monofásico de potencial variável, para a simulação realizada com o Spec78 e para o equipamento de potencial constante. Observa-se que as qualidades de feixes de raios-X odontológicos implantadas nos laboratórios possuem boa semelhança, principalmente em relação à energia média, sendo as diferenças devidas ao tipo de forma de onda de cada sistema de raios-X (monofásico e potencial constante), conforme discutido anteriormente.

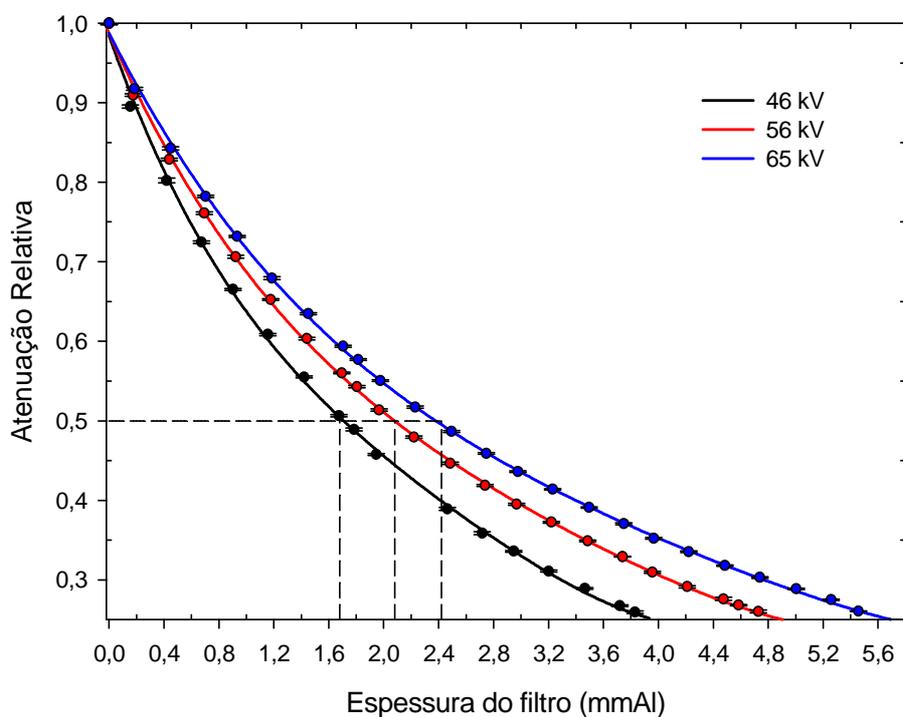


Figura 50 – Curvas de atenuação dos raios-X do equipamento de potencial constante para determinação das CSR.

Tabela 14 – Qualidades de feixes de raios-X implantadas no Laboratório de Raios-X 320 kV (equipamento de potencial constante).

Qualidade Raios-X	Potencial doTubo (kV)	Filtração Total* (mmAl)	1ª CSR (mmAl)	2ª CSR (mmAl)	Energia Média (keV)
DRQ 1	46,0	2,96	1,68	2,24	30,93
DRQ 2	56,0	2,96	2,08	2,72	35,18
DRQ 3	65,0	2,96	2,41	3,28	38,85

\* A filtração total para o equipamento de potencial constante foi somada a 3 mmBe (espessura da janela do tubo de raios-X 320 kV).

Tabela 15 – Comparação dos principais parâmetros das qualidades de feixes de raios-X obtidas neste trabalho.

Parâmetro	Qualidade	Monofásico Variável	Spec78 (simulação)	Potencial Constante
Potencial do tubo (kV)	DQR1	50,0	46,0	46,0
	DQR2	60,0	56,0	56,0
	DQR3	70,0	65,0	65,0
Filtração Total * (mmAl)	DQR1	2,74	2,90	2,96
	DQR2	2,74	2,90	2,96
	DQR3	2,74	2,90	2,96
1ª CSR (mm Al)	DQR1	1,37	1,72	1,68
	DQR2	1,63	2,17	2,08
	DQR3	1,92	2,51	2,41
2ª CSR (mm Al)	DQR1	1,72	-	2,24
	DQR2	2,08	-	2,72
	DQR3	2,63	-	3,28
Energia Média (keV)	DQR1	31,07	30,8	30,93
	DQR2	35,29	35,3	35,18
	DQR3	38,90	38,7	38,85

\* A filtração total para a simulação (Spec78) e para o equipamento de potencial constante foi somada à 3 mmBe (espessura da janela do tubo de raios-X 320 kV).

As avaliações das dosimetrias, em termos de taxa de kerma no ar, para cada qualidade de feixes de raios-X, também foram obtidas utilizando os fatores de calibração para a câmara de ionização do sistema de medida SM4, determinados para as qualidades RQR 3 a RQR5 da IEC 1267, para os potenciais de 50 a 70 kVp, respectivamente e com a corrente do tubo de 1 mA. Como a câmara de ionização não possui calibração nestas qualidades, os valores da taxa de kerma no ar, determinados na Tabela 16, representam uma estimativa desta grandeza para os feixes de radiação implantados no equipamento de raios-X de potencial constante. O exemplo do modelo para cálculo das incertezas associadas ao processo de medição da taxa de kerma no ar, para a qualidade DRQ1, encontra-se descrito no Apêndice 5.

Os valores das dosimetria determinadas para as qualidades de feixes de raios-X do equipamento de potencial constante foram superiores aos determinados no equipamento monofásico de potencial variável (Tabela 11), mostrando que o rendimento do seu tubo é melhor que o do monofásico variável.

Tabela 16 – Taxa de kerma no ar dos feixes de raios-X odontológicos implantados no equipamento de raios-X de potencial constante.

Qualidade Raios-X	Potencial doTubo (kV)	Taxa de Kerma no Ar (mGy/h) a 1 m
DRQ 1	46	78,41±0,75
DRQ 2	56	131,73±1,25
DRQ 3	65	184,03±1,74

## 6 CONCLUSÕES

A partir de estudos da CSR e de espectrometria de raios-X dos equipamentos odontológicos comerciais, três qualidades de feixes de raios-X foram padronizadas e implantadas em um equipamento odontológico monofásico variável (com ajuste de tensão e corrente de tubo) para os potenciais de 50, 60 e 70 kVp. As qualidades foram caracterizadas em termos do potencial aplicado ao tubo, da filtração total, das 1ª e 2ª CSR, e da energia média, além de seus respectivos espectros de raios-X.

Foi realizado um estudo entre dois detectores (HPGe e CdTe) utilizados em espectrometria de raios-X, mostrando seus métodos para correções dos espectros medidos, além de uma análise comparativa entre os espectros de raios-X obtidos no equipamento monofásico de potencial variável, por meio destes dois tipos de detectores.

Os espectros das qualidades dos feixes de raios-X obtidos no equipamento monofásico de potencial variável foram utilizados como base para determinação de novas qualidades, no equipamento de potencial constante, por meio de simulação de espectros de raios-X. Após o estudo de simulação, os espectros obtidos nos dois sistemas de raios-X foram comparados entre si, demonstrando um bom grau de concordância, principalmente em relação às suas energias médias.

Foram determinadas as novas qualidades de feixes de raios-X, implantadas no equipamento de potencial constante, que representam as qualidades de raios-X obtidas no sistema monofásico variável.

Com base nos resultados obtidos pode-se concluir que as qualidades de feixes odontológicos determinadas para os dois sistemas de raios-X (monofásico e potencial constante) podem ser utilizadas para calibrações e ensaios na área de radiologia dental.

Como continuidade deste trabalho sugere-se:

- realizar a dosimetria de feixes de raios-X odontológicos com a utilização de métodos de medição absoluta da dose, tais como câmara de ar livre ou calorímetro, para disseminação da rastreabilidade dos fatores de calibração obtidos na utilização destas qualidades;
- implantação das qualidades determinadas neste estudo em outros laboratórios de metrologia.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGOSTINELLI, S.; ALLISON, J.; AMAKO, K.; APOSTOLAKIS, J.; ARAUJO, H.; ARCE, P.; ASAI, M.; AXEN, D.; BANERJEE, S.; BARRAND, G; et. al. *GEANT4 – A Simulation Toolkit*. Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res., A 506(3), pp. 250-303, 2003.

AMPTEK INC. *Operating Manual XR-100T-CdTe X-Ray and Gamma Ray Detector System and PX2T-CdTe Power Supply/Shaping Amplifier*, Revision 13, 2006.

\_\_\_\_\_. *Long Term Stability and Characterization of X-ray Tubes*. Disponível em <<http://www.amptek.com/stability.html>>. Acesso em: 28 jul. 2008.

ARAUJO, A. I. L. *Simulação computacional do processo de produção de raios-x para uso diagnóstico por método Monte Carlo utilizando o código PENELOPE*. Dissertação de mestrado, UFSC, Florianópolis, 2005.

AUTAGAWA, W.; ZANIO, Z.; MAYER, J. W. *CdTe as a Gamma Detector*. Nucl. Instr. and Meth., 55, pp. 383-385, 1967.

BARR, J. H.; GARCIA, D. A. *X-ray Spectra from Dental X-ray Generators. Part I*, Oral Surg., Oral Med. & Oral Path., 22(4), pp 478-88, 1966.

BERGER, M. J.; HUBBELL, J. H. *XCOM: Photon Cross Sections on a Personal Computer*. US, 1987.

BHAT, M.; PATTISON, J.; BIBBO, G.; CAON, M. *Off-axis X-ray Spectra: A comparison of Monte Carlo Simulated and Computed X-ray Spectra with Measured Spectra*. Med. Phys., 26(2), pp. 303-09, 1999.

BIRCH, R.; MARSHALL, M. *Computation of Bremsstrahlung X-ray Spectra and Comparison with Spectra Measured with a Ge(Li) Detector*. Phys. Med. Biol., 24, pp 505-17, 1979.

BRIESMEISTER, J. F. (Editor). *MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code*. Version 4b2. Livermore: Los Alamos National Laboratory, 1997.

BONIFÁCIO, D. A. B.; MURATA, H. M.; MORALLES, M. *Monte Carlo Simulation of X-ray Spectra in Diagnostic Radiology and Mammograph Using GEANT*. International Nuclear Atlantic Conference – INAC 2005, Associação Brasileira de Energia Nuclear – ABEN, ISBN: 85-99141-01-5, Santos, 2005.

BONIFÁCIO, D. A. B. *Validação do Geant4 para a Produção e Detecção de Raios-X na Faixa de Energia de Radiodiagnóstico*. Dissertação de mestrado, USP, São Paulo, 2007.

BOSCOLO, F.N.; BRAGA, D.L.B.; GONÇALVES, A.; FILHO, A. M. *Estudo da Quilovoltagem Nominal Preconizada e do Tempo de Diferentes Modelos de Aparelhos de Raios-X Odontológicos*. Rev Odontol Univ São Paulo, v.11, pp.43-49, 1997.

BRH – BUREAU OF RADIOLOGICAL HEALTH. Departamento de Saúde, Educação e Bem-Estar dos Estados Unidos. *Dental Exposure Normalization Technique*. HEW (FDA) 76-8042, USA, 1976.

BUSHONG, S. C. *Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology and Protection*. 6<sup>th</sup> Ed., St. Louis, MO: Mosby –Year Book Inc., 1997.

CHO, T.; UEHARA, S.; YOSHIMURA, A.; YOSHINAGA, H. *Dental X-ray Spectrometry with an Si(Li) Semiconductor*. Oral Surg., 45(6), pp 965-77, 1978.

CORMACK, D. V.; TILL, J.; WHITMORE, G.; JOHNS, H. E. *Measurement of Continuous X-ray Spectra with a Scintillation Spectrometer*. Brit. J. Radiol., 26: 605, 1955.

CORMACK, D. V.; BURKE, D.G.; DAVITT, W.E. *Spectral Distribution of 140 kVp X-rays*. Radiology, 70: 91, 1958.

CORNET, A.; SIFFERT, P.; COCHE, A.; TRIBOULET, R. *Cadmium Telluride Barrier Detectors*. Appl. Phys. Lett., 17, pp. 432-436, 1970.

CRANLEY, K.; GILMORE, B.J.; FOGARTY, G.W.A.; DESPONDS, L. *Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data*. Report No.78, Institute of Physics and Engineering in Medicine – IPEM , September, 1997.

DREXLER, G.; GOSSRAU, M. *Spectrum Gefilterter Röntgenstrahlungem für Kalibriertzwecke*, GSF – Report S-45, 1968.

EISEN, Y.; HOROVITZ, Y. *Correction of Incomplete Charge Collection in CdTe Detectors*. Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res., A353(1), pp. 60-66, 1994.

FELLER, W. *On the Kolmogorov-Smirnov limit theorems for empirical distributions*, Ann. Math. Statist, **19**, 1948.

FEWELL, T. R.; WEAVER, K. E. *The Measurement of Diagnostic X-ray Spectra with a High Purity Germanium Spectrometer*. Medical X-ray Photo-optical System Evaluation, SPIE 56, pp 9-18, 1975.

FEWELL, T. R.; SHUPING, R.E. *Photon Energy Distribution of Some Typical Diagnostic X-ray Beams*. Med.1 Phys., 4 (3), pp 187-197, 1977.

GARCIA, D. A. *X-ray Spectra from Dental X-ray Generators. Part II*, Oral Surg., Oral Med. & Oral Path., 23(5), pp 610-26, 1967.

GE – GENERAL ELECTRIC Co. Instruction Manual “*High Purity Germanium Photon Spectrometer*”, Series 411, Space Technology Products, Co., 1972.

GREEN, M.; COSSLET, V. E. *Measurements of K, L and M shell X-ray production efficiencies*. J. Phys. D: Appl. Phys., 1, pp 425-436, 1968.

GUERRA, A. B. *Estabelecimento e Controle de Qualidade de Feixes Padrões de Radiação X para Calibração de Instrumentos, Nível Mamografia*. Tese de Doutorado, IPEN/CNEN – USP, São Paulo, 2001.

HPA – HOSPITAL PHYSICISTS ASSOCIATION. *The Physics of Radiodiagnosis*, Scientific Report Series 6, 2 edition, 1976.

ICRP – INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Publication 60, Oxford and New York: Pergamon Press, 1991.

ICRU – INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNIT AND MEASUREMENTS. *Radiation Dosimetry: X Rays Generated at Potentials of 5 to 150 kV*. ICRU Report 17, Bethesda, MD, USA, 1970.

\_\_\_\_\_. *Fundamentals Quantities and Units for Ionizing Radiation*, ICRU Report 60, Bethesda, MD, USA, 1998.

IEC – INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION – IEC. *Medical Diagnostic X-ray Equipment – Radiation Conditions for Use in the Determination of Characteristics*. CEI/IEC 1267, 1994.

\_\_\_\_\_. *Medical Diagnostic X-ray Equipment – Radiation Conditions for Use in the Determination of Characteristics*. Draft IEC 61267, Ed.2, 2002.

\_\_\_\_\_. *Instruments as Used in Non-invasive Measurement of X Ray Tube Potential in Diagnostic Radiology*. IEC 61676, 2002.

IPSM – INSTITUTE OF PHYSICAL SCIENCES IN MEDICINE. *National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology*. National Radiological Protection Board, London, 1992.

ISO – INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *X and Gamma Reference Radiations for Calibrating Dosemeters and Doserate Meters and Determining their Response as Function of Photon Energy. Part 1: Radiation Characteristics and Production Methods*. ISO 4037-1, 1996.

JACOMINO, V.M.F. *Determinação das Características de Campos de Raios-X de Energia Baixa*. Dissertação de mestrado, IPEN/CNEN – USP , São Paulo, 1982.

KNOLL, G. F. *Radiation Detection and Measurement*, Chapter 13, Wiley, 3<sup>a</sup> Ed., New York , 1999.

KRAMER, H. M. *European Intercomparison of Diagnostic Dosimeters: Calibration of the Reference Dosimeters*. Radiat. Prot. Dosim., 43(1), pp. 75-79, 1992.

KRAMER, H. M.; SELBACH, H. J.; ILES, W. J. *The Practical Peak Voltage of Diagnostic X Ray Generators*. Brit. J. Radiol., v.71, pp. 200-09, 1998.

KRAMERS, H.A. *On the Theory of X-ray Absorption and of the Continous X-ray Spectrum*. Phil. Mag., 46: 836, 1923.

KÜNZEL, R. *Espectrometria de Raios X em Mamografia Aplicada à Proteção Radiológica*. Tese de Doutorado, USP/IF, São Paulo, 2006.

LANKIPALLI, B. R.; MCDAVID, W. D.; DOVE, S. B.; WIECKOWSKA, E.; WAGGENER, R. G.; MERCIER, J. R. *Comparison of Five Methods for the Derivation of Spectra for a Constant Potential Dental X-ray Unit*. Dentomaxillofacial Radiology, 30, pp 264-69, 2001.

LECOMDER, A. R.; FAULKNER, K. *Organ Absorbed Doses in Intraoral Dental Radiograph*. Brit. J. Radiol, 66, pp. 1035-41, 1993.

LOUREIRO, E. C. M. *Coefficientes de Conversão para Cálculo de Doses devido a Radiografias Odontológicas utilizando o Método Monte Carlo*. Dissertação de mestrado, DEN/UFPE, Recife, 1998.

LUTZ, G. *Semiconductor Radiation Detector: Device Physics*. Springer-Verlag, Berlin, 1999.

MAEDA, K.; MATSUMOTO, M.; TANIGUCHI, A. *Compton-Scattering Measurement of Diagnostic X-ray Spectrum Using High-Resolution Schottky CdTe Detector*. *Med. Phys.*, 32(6), pp. 1542-1547, 2005.

MAIA, A. F. *Padronização de Feixes e Metodologia Dosimétrica em Tomografia Computadorizada*. Tese de Doutorado, IPEN/CNEN – USP, São Paulo, 2005.

MALM, H. L. *Mercuric Iodide Gamma-ray Spectrometer*. *IEEE Trans. Nuc. Sci.*, NS-19(3), pp. 263-265, 1972.

MASSEY JR., F. J. *The Kolmogorov-Smirnov test of goodness of fit*. *J. Amer. Statist. Ass.*, 46, 1951.

MATSUMOTO, M.; YAMAMOTO, A.; HONDA, I.; TANIGUCHI, A.; KANMORI, H. *Direct Measurement of Mammographic X-ray Spectra Using a CdZnTe Detector*. *Med. Phys.*, 27(7), pp. 1490-1502, 2000.

MATTSSON, S.; ALMÉN, A. *Practical Impact of the Evolution and Changes of ICRP Recommendations on Radiological Protection in Medicine*. *Radiat. Prot. Dosim.*, 57(1), pp. 79-84, 1995.

MAYER, J. W. *Evaluating of CdTe by Nuclear Particles Measurements*. *J. Appl. Phys.*, 38(1), pp. 296-301, 1967.

McGREGOR, D. S.; HERMON, H. *Room-Temperature Compound Semiconductor Radiation Detectors*. Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res., A395(1), pp. 101-124, 1997.

McMASTER, W. H.; DEL GRANDE, N. K.; MALLETT, J. H.; HUBBELL, J. H. *Compilation of X-ray Cross Sections*. Lawrence Livermore Lab., Report UCRL-50174, 1969.

MELO, F. A. *Desenvolvimento de um Sistema Dosimétrico para Controle de Qualidade de Equipamentos de Raios-X Odontológicos*. Tese de Doutorado, DEN/UFPE, Recife, 2002.

MENEZES, C. J. M. *Modelo Computacional para Desenvolvimento do Sistema para Avaliação de Aparelhos de Raios X Odontológicos Intra-orais: “Cartão Dosimétrico Odontológico”*. Tese de Doutorado, DEN/UFPE, Recife, 2008.

MIYAJIMA, S.; *Thin CdTe Detector in Diagnostic X-ray Spectroscopy*. Med. Phys., 30(5), pp. 771-777, 2003.

MORALLES, M.; GUIMARÃES, C. C.; OKUNO, E. *Monte Carlo Simulations of X-ray Generation and Detection*. International Nuclear Atlantic Conference – INAC 2002, VI Encontro Nacional de Aplicações Nucleares – ENAN, Rio de Janeiro, 2002.

MORALLES, M.; BONIFÁCIO, D. A. B.; BOTTARO, M.; PEREIRA, M.A.G. *Monte Carlo and Least-squares Methods Applied in Unfolding of X-ray Spectra Measured with Cadmium Telluride Detectors*. Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res., A580, pp. 270-73, 2007.

MOTA, H. C.; ARAÚJO, A. M. C.; PEIXOTO, J. E.; DREXLER, G. *Proteção Radiológica e Controle de Qualidade em Radiologia Dentária*. IRD/CNEN, Rio de Janeiro, 1994.

MS – MINISTÉRIO DA SAÚDE. *Portaria 453. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico*. Diário Oficial da União, Brasília, 02 de junho de 1998.

NCRP – NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. *Dosimetry of X-Ray and Gamma-Ray Beams for radiation Therapy in the Energy Range 10 keV to 50 MeV*. NCRP Report 69, Washington DC, 1981.

NELSON, W. R.; HIRAYAMA, H.; ROGERS, D. *The EGS4 Code System*. Stamford Linear Accelerator, Stamford, 1985.

NOGUEIRA, M. S. *Determinação dos Fatores de Conversão de Kerma no Ar e de Fluência para o Equivalente de Dose Ambiental para Raios-X Gerados no Intervalo de 50 kVp a 125 kVp*. Tese de Doutorado, IPEN/CNEN – USP, São Paulo, 1997.

PANTAZIS, J.; HUBER, A.; OKUN, P.; SQUILLANTE, M. R.; WAER, P.; ENTINE, G. *New High Performance Nuclear Spectroscopy System Using Si-PIN Diodes and CdTe Detectors*. IEEE Trans. Nuc. Sci., NS-41(4), pp. 1004-1009, 1994.

PEIXOTO, J.E.; FERREIRA, R. S. *Resultados do Programa Postal de Avaliação de Exposições em Radiologia Oral na Área do Rio de Janeiro*. Odontol. Mod., 9(3), pp. 23-30, 1982.

PEIXOTO, J. E.; RIBEIRO, R. D. M.; ZANKL, M. A. *Comunicação Privada*, 1987.

PEIXOTO, J. G. P. *Rastreabilidade e Controle de Qualidade em Mamografia: Medidas e Modelos*. Tese de Doutorado, UERJ, Rio de Janeiro, 2002.

POTIENS, M. P. A. *Metodologia Dosimétrica e Sistema de Referência para Radiação X Nível Diagnóstico*. Tese de Doutorado, IPEN/CNEN – USP, São Paulo, 1999.

PREECE, J. W.; JENSEN, C. W. *Variations in Film Exposure, Effective kVp, and HVL among Thirty-five Dental X-ray Units*. Oral Surg., Oral Med. & Oral Path., 56(6), pp. 655-61, 1983.

RICHARDS, A.G. *Quality of an X-ray Beam*. Oral Surg., Oral Med. & Oral Path., 17: 739, 1964.

ROSSITER, M. J.; WILLIAMS, T. T.; LIVINGSTON, S. *Investigation of New Low Energy X Ray Qualities for Protection Level Calibrations*. Radiat. Prot. Dosim., 42(1), pp. 37-40, 1992.

SALGADO, M. F. *Desenvolvimento de um Instrumento de Medida para Controle de Qualidade de Aparelhos de Raios-X Odontológicos*. Dissertação de Mestrado, UFMG, Belo Horizonte, 2005.

SEELENTAG, W. W.; PANZER, W. *Stripping of X-Ray Bremsstrahlung Spectra up to 300 kVp on a Desk Type Computer*. Phys. Med. Biol., 24(4), pp. 767-80, 1979.

SEELENTAG, W. W.; PANZER, W.; DREXLER, G.; PLATZ, L.; SANTNER, F. *A Catalogue of Spectra Used for the Calibration of Dosemeters*, GSF – Report S-560, 1979.

TAKAHASHI, T.; MITANI, T.; KOBAYASHI, Y.; KOUDA, M.; SATO, G.; WATANABE, S.; NAKAZAWA, K.; OKADA, Y.; FUNARKI, M.; OHNO, R.; MORI, K. *High-Resolution Schottky CdTe Diode Detector*. IEEE Trans. Nuc. Sci., 49(3), pp. 1297-1303, 2002.

TAYLOR, L. S. *Physical Foundations of Radiology*, 2<sup>nd</sup> Edition, Chapter XII, Table 7, pp 227-57, 1959.

TENNEY, H. F. *Idealized Pulse Pileup Effects on Energy Spectra*. Nuc. Instr. Meth., 219, pp 165-72, 1984.

TROUT, D.; KELLEY, J. P.; LUCAS, A. C. *Determination of Half-Value Layer*. Amer. J. Roentgen, 84 (4), pp. 729-39, 1960.

TUCKER, D. M.; BARNES, G. T.; CHAKRABORTY, D. P. *A Semiempirical Model for Generating Tungsten Target X-ray Spectra*. Med. Phys., 18, pp 211-18, 1991.

UNSCEAR – UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION. *Sources and Effects of Ionizing Radiation*. Anex D, Medical Radiation Exposures, Report to the General Assembly, United Nations, New York, 1993.

UYS, N. J.; HERBST, C. P.; VAN ASWEGEN, A.; LOTTER, M. G.; SWEETLOVE, M. A.; VILLIERS, J. F. K. *A Non-Invasive Method to Control the Tube Current Calibration of Diagnostic Radiology Equipment*. Radiat. Prot. Dosim., 57(1-4), pp. 227-29, 1995.

VELÁSQUEZ, S.; MOTA, H. *Curso Básico de Licenciamento e Fiscalização em Radiologia Médica e Odontológica*. CNEN, Rio de Janeiro, 1993.

VILLAFUERTE, M. R. *The Monte Carlo Method as a Useful Tool in Medical Physics Applications*. Sixth Mexican Symposium on Medical Physics, CP630, 2002.

WANG, P. K.; RARIDON, R.; TIDWELL, M. *X-ray Spectrum from a Beryllium Window Tube, Part I: Scintillation Spectrometer*. Brit. J. Radiol., 30: 70, 1957.

## APÊNDICE 1

### PROGRAMA STRIPPING STR.For

```

C *****
C C(I) SÃO AS CONTAGENS POR CANAL.
C EC(I) SÃO AS CONTAGENS CORRIGIDAS EQUIVALENTES AOS CANAIS I.
C E(I) SÃO AS ENERGIAS EQUIVALENTES AOS CANAIS I.
C COMPTON É A ENERGIA DE CORTE DE COMPTON.
C J1,J2 E J3 SÃO OS INTERVALOS DAS CURVAS DO MODELO
C DE BACKGROUND COMPTON.
C D(1),D(2) SÃO OS COEFICIENTES DE CONVERSÃO CANAL/ENERGIA.
C ST(I) É O ESPECTRO DE FÓTONS FINAL INTEGRADO
C *****

REAL C(1050),EC(1050),E(1050),D(2),H(1050),ST(300)
REAL KEVMAX,SOMAXI,SOMAXIYI,SOMAYI,SOMAXI2,B0,B1,COMPTON
INTEGER CHMAX,KEVMAX2,COUNTMAX,NRUIDO,PMAX,MVALOR,PTOMAX
INTEGER NPONTOS,J1,J2,J3,DEF,ABC,MEDIA(300),I,II,J
REAL SOMA1,SOMA2,VMAX1,VMAX2,VMAX3,ENEFF,K,A
CHARACTER*15 ENER
WRITE(*,*)'DE O NOME DO ARQUIVO DE ENTRADA: '
READ(*,'(A)')ENER
OPEN(1,FILE=ENER,STATUS='OLD')
OPEN(2,FILE='saida1.dat')
OPEN(3,FILE='saida2.dat')
OPEN(4,FILE='saida3.dat')
OPEN(5,FILE='saida4.dat')

C *****
C ESSA ROTINA LÊ OS ARQUIVOS NO FORMATO *.IEC EXPORTADOS
C PELO ESPECTRÔMETRO EURISYS
C *****

DO 100 I=1,3
  READ(1,*)
100 CONTINUE
  READ(1,210)D(1),D(2)
  DO 105 I=5,58
    READ(1,*)
105 CONTINUE
    CHMAX=1020
    FIMCOL=204
    DO 110 Y=1,FIMCOL
      X=5*(Y-1)+1
      READ(1,200)C(X),C(X+1),C(X+2),C(X+3),C(X+4)
110 CONTINUE
200 FORMAT(10X,5F10.0)
210 FORMAT(5X,E14.8,1X,E14.8)

C *****
C ROTINA QUE TRANSFORMA CANAL EM ENERGIA.
C *****

```

```

DO 130 J=1,CHMAX
E(J)=D(1)+D(2)*J
130 CONTINUE

```

```

C *****
C ROTINA DE DETERMINAÇÃO DO KVMAX
C *****

```

```

C DETERMINANDO A CONTAGEM MÁXIMA E O CANAL.

```

```

COUNTMAX=0
DO 135 J=1,CHMAX
IF(COUNTMAX < INT(C(J))) THEN
COUNTMAX=INT(C(J))
PMAX=J
END IF
135 CONTINUE
IF(COUNTMAX < 40) NRUIDO=INT(0.1*COUNTMAX)
IF(COUNTMAX > 40) THEN
IF(COUNTMAX < 100) NRUIDO=INT(0.05*COUNTMAX)
END IF
IF(COUNTMAX > 100) NRUIDO=INT(0.025*COUNTMAX)
MVALOR=INT(C(PMAX))
DO 136 J=PMAX,CHMAX
IF(MVALOR > INT(C(J))) THEN
IF(MVALOR > NRUIDO) THEN
MVALOR=INT(C(J))
PTOMAX=J
END IF
END IF
136 CONTINUE

```

```

CHMAX=PTOMAX+15

```

```

C *****
C ROTINA DE DETERMINAÇÃO DO KVMAX POR MÍNIMOS QUADRÁTICOS.
C A PARTIR DOS VALORES ESTABELECIDOS NA ROTINA ANTERIOR, I-
C REMOS INFERIR DETERMINADOS PONTOS DO FINAL DA CURVA E ES-
C BELECER UMA RETA QUE MELHOR SE AJUSTE A ESSES PONTOS, UTI-
C LIZANDO O MÉTODO DOS MÍNIMOS QUADRÁDOS.
C *****

```

```

IF(COUNTMAX < 40) NPONTOS=2
IF(COUNTMAX > 40) THEN
IF(COUNTMAX < 100) NPONTOS=50
END IF
IF(COUNTMAX > 100) NPONTOS=100

```

```

C MÍNIMOS QUADRÁDOS

```

```

SOMAXI=0
SOMAXIYI=0
SOMAXI2=0
SOMAYI=0

DO 137 J=1,NPONTOS
SOMAXI=SOMAXI+E(PTOMAX-J+1)
137 CONTINUE

```

```

DO 138 J=1, NPONTOS
SOMAXIYI=SOMAXIYI+E(PTOMAX-J+1)*C(PTOMAX-J+1)
138 CONTINUE

```

```

DO 139 J=1, NPONTOS
SOMAXI2=SOMAXI2+E(PTOMAX-J+1)*E(PTOMAX-J+1)
139 CONTINUE

```

```

DO 140 J=1, NPONTOS
SOMAYI=SOMAYI+C(PTOMAX-J+1)
140 CONTINUE

```

```

B1=NPONTOS*SOMAXIYI-SOMAXI*SOMAYI
B1=B1/(NPONTOS*SOMAXI2-SOMAXI*SOMAXI)
B0=(SOMAYI-SOMAXI*B1)/NPONTOS

```

```

DO 141 J=1, NPONTOS
141 CONTINUE

```

```

KEVMAX=-B0/B1

```

```

C *****
C ROTINA DE CORREÇÃO DA EFICIÊNCIA DO FOTOPICO
C *****

```

```

DO 149 I=1, CHMAX
EFIC=0.60664+0.029208*E(I)-0.00093844*(E(I)**2)
EFIC=EFIC+(1.55251E-5)*(E(I)**3)-(1.35151E-7)*(E(I)**4)
EFIC=EFIC+(5.69452E-10)*(E(I)**5)-(9.177690E-13)*(E(I)**6)
EC(I)=C(I)/EFIC
149 CONTINUE

```

```

C *****
C A ROTINA ABAIXO TRANSFORMA J1, J2 E J3 DE ENERGIA PARA CANAL
C *****

```

```

COMPTON=2*(KEVMAX**2)/(2*KEVMAX+511)
J1=INT((COMPTON-D(1))/D(2)/3+1)
J2=INT((COMPTON-D(1))/D(2)+1)
J3=INT(4*(COMPTON-D(1))/D(2)/3+1)

```

```

C *****
C ROTINA DE CORREÇÃO COMPTON
C *****

```

```

DO 150 J=1, J1
DO 155 I=CHMAX, 1, -1
H(I)=-0.0007568943+0.000090338*E(I)-0.0000019532*(E(I)**2)
H(I)=H(I)+0.0000000177*(E(I)**3)-5.233905899E-11*(E(I)**4)
A=D(1)+D(2)*J
EC(J)=EC(J)-EC(I)*(3*H(I)/2-A*H(I)/6/COMPTON)
155 CONTINUE
150 CONTINUE
XX=J1+1
DO 160 J=XX, J2
DO 165 I=CHMAX, XX, -1
EC(J)=EC(J)-EC(I)*H(I)
165 CONTINUE
160 CONTINUE

```

```

XX=J2+1
DO 170 J=XX,J3
DO 175 I=CHMAX,XX,-1
A=D(1)+D(2)*J
EC(J)=EC(J)-EC(I)*((A-4*COMPTON/3)*H(I)/2/(COMPTON-4*COMPTON/3))
175 CONTINUE
170 CONTINUE

```

```

C *****
C ROTINA DE CORREÇÃO DO ESCAPE K.
C *****

```

```

DO 190 I=CHMAX,1,-1
K=0.07728*EXP(-(E(I)-19.02642)/11.23)
K=K+0.0009111*EXP(-(E(I)-19.02642)/47.36)
II=I-10
EC(II)=EC(II)-K*EC(I)
190 CONTINUE

```

```

C *****
C GUARDANDO E(I),C(I) E EC(I)(COM ELIMINAÇÃO DOS VALORES NE-
C TIVOS) EM 'SAIDA1.DAT'.
C *****

```

```

DO 350 J=1,CHMAX
IF(EC(J) < 0) EC(J)=0
350 CONTINUE
DO 300 I=1,CHMAX
WRITE(2,900)E(I),C(I),EC(I)
300 CONTINUE
900 FORMAT(1X,3F7.2)

```

```

C *****
C *****

```

```

DO 400 I=1,200
ST(I)=0
400 CONTINUE

```

```

C *****
C ROTINA QUE TORNA AS ENERGIAS NÚMEROS INTEIROS, COLOCANDO A
C MÉDIA DO NUMEROS DE FÓTONS POR ENERGIA.
C *****

```

```

C KEVMAX2=INT(E(PTOMAX))
KEVMAX2=INT(KEVMAX)
DO 500 I=1,KEVMAX2
DEF=0
DO 450 J=1,CHMAX
ABC=INT(E(J))
IF (ABC == I) THEN
DEF=DEF+1
MEDIA(I)=DEF
ST(I)=ST(I)+EC(J)
END IF
450 CONTINUE
500 CONTINUE
DO 550 J=11,KEVMAX2
ST(J)=ST(J)/MEDIA(J)

```

```

550 CONTINUE
   DO 555 I=1,KEVMAX2
   WRITE(5,909)I,INT(ST(I))
555 CONTINUE

```

```

C *****
C *****

```

```

VMAX1=0
VMAX2=0
VMAX3=0

```

```

C *****
C *****
C ROTINA DE NORMALIZAÇÃO DOS ESPECTROS
C *****
C *****

```

```

C *****
C DETERMINAÇÃO DAS MÁXIMAS CONTAGENS EM C(I) E EC(I).
C *****

```

```

   DO 600 I=1,KEVMAX2
   IF(ST(I) > VMAX1) THEN
   VMAX1=ST(I)
   END IF

```

```

600 CONTINUE
   DO 650 I=1,CHMAX
   IF(C(I) > VMAX2) THEN
   VMAX2=C(I)
   END IF

```

```

650 CONTINUE
   DO 700 I=1,CHMAX
   IF(EC(I) > VMAX3) THEN
   VMAX3=EC(I)
   END IF

```

```

700 CONTINUE
   WRITE(3,902)INT(VMAX1)
   WRITE(3,903)INT(VMAX3)
   WRITE(3,904)INT(VMAX2)

```

```

   SOMA1=0
   SOMA2=0
   DO 725 I=1,KEVMAX2
   SOMA1=SOMA1+ST(I)

```

```

725 CONTINUE
   WRITE(3,905)INT(SOMA1)
   WRITE(3,911)KEVMAX

```

```

C *****
C *****
C ROTINA DE CÁLCULO DA ENERGIA MÉDIA DO
C ESPECTRO DE FÓTONS
C *****
C *****

```

```

   DO 740 I=1,KEVMAX2
   SOMA2=SOMA2+ST(I)*I
740 CONTINUE
   ENEFF=SOMA2/SOMA1

```

```

WRITE(3,908)ENEFF

WRITE(*,*)ENEFF,SOMA1,KEVMAX2

C *****
C  ROTINA DE FORMATAÇÃO DO ARQUIVO CONTENDO O ESPECTRO CORRIGIDO
C  INTEGRADO E NORMALIZADO, PRONTO PARA SER USADO PELO PROGRAMA
C  SPECTRAN.EXE
C  *****

      DO 750 I=1,KEVMAX2
      ST(I)=ST(I)/VMAX1
750  CONTINUE
      SOMA3=0
      WRITE(4,910)'ARQUIVO: ',ENER,INT(SOMA1)
      WRITE(4,906)(KEVMAX2-10)
      WRITE(4,907)KEVMAX2
      DO 800 I=10,KEVMAX2
      SOMA3=SOMA3+ST(I)
800  CONTINUE
      DO 810 I=10,KEVMAX2
      ST(I)=ST(I-1)+ST(I)
810  CONTINUE
      DO 820 I=10,KEVMAX2
      ST(I)=ST(I)/SOMA3
820  CONTINUE
      DO 830 I=2,KEVMAX2/10
      WRITE(4,901)((N+10*(I-1))/1000.),N=1,10)
      WRITE(4,901)(ST(N+10*(I-1)),N=1,10)
830  CONTINUE

901  FORMAT(10F8.5)
902  FORMAT(1X,'# DE FÓTONS MÁXIMO DO ESPECTRO DE MÉDIAS:',4X,I8)
903  FORMAT(1X,'# DE FÓTONS MÁXIMO DO ESPECTRO CORRIGIDO:',4X,I8)
904  FORMAT(1X,'CONTAGEM MÁXIMA DA DISTRIBUIÇÃO DE PULSOS:',4X,I8)
905  FORMAT(1X,'O VALOR TOTAL DO NÚMERO DE FÓTONS É:',4X,I9)
906  FORMAT('NO',3X,'1',5X,'NO ENERG.:',I3,4X,'STEP:',3X,'1',
      *2X,'keV',7X,'9',4X,'15/08/06')
907  FORMAT(2X,I4,1X,'kVP,1,3 mmAl de FILTRAÇÃO TOTAL')
908  FORMAT(1X,'O VALOR DA ENERGIA MÉDIA: ',1X,F9.2,1X,'keV')
909  FORMAT(1X,I11,I11)
910  FORMAT(A11,A11,I8)
911  FORMAT(1X,'O VALOR DA ENERGIA MÁXIMA É: ',4X,F9.2,1X,'keV')
912  FORMAT(1X,3F9.2)
      END

```

## APÊNDICE 2

### Arquivos de Saída do Programa Stripping para o Arquivo de Entrada 80\_1v3mmal.iec

#### SAÍDA 1.DAT

<b>E(I)</b>	<b>C(I)</b>	<b>EC(I)</b>	<b>Legenda:</b>
1.92	0.00	0.00	E(I) = Energia equivalente ao canal I.
2.16	0.00	0.00	C(I) = Contagens no canal I.
2.40	0.00	0.00	EC(I) = Contagens corrigidas equivalente ao canal I.
2.64	0.00	0.00	
2.88	0.00	0.00	
3.12	0.00	0.00	
3.36	0.00	0.00	
3.59	0.00	0.00	
3.83	0.00	0.00	
4.07	0.00	0.00	
4.31	0.00	0.00	
4.55	0.00	0.00	
4.79	0.00	0.00	
5.02	0.00	0.00	
5.26	0.00	0.00	
5.50	0.00	0.00	
5.74	0.00	0.00	
5.98	0.00	0.00	
6.22	0.00	0.00	
6.45	0.00	0.00	
6.69	0.00	0.00	
6.93	0.00	0.00	
7.17	0.00	0.00	
7.41	0.00	0.00	
7.65	0.00	0.00	
7.88	0.00	0.00	
8.12	0.00	0.00	
8.36	0.00	0.00	
8.60	0.00	0.00	
8.84	0.00	0.00	
9.08	0.00	0.00	
9.31	1.00	0.00	
9.55	5.00	0.00	
9.79	27.00	0.00	
10.03	113.00	0.00	
10.27	193.00	0.00	
10.51	230.00	0.00	
10.74	251.00	0.00	
10.98	276.00	0.00	
11.22	314.00	0.00	
11.46	285.00	0.00	
11.70	297.00	0.00	
11.94	324.00	0.00	
12.17	466.00	0.00	
12.41	625.00	93.29	
12.65	653.00	133.21	
12.89	648.00	113.21	

**SAÍDA 2.DAT**

# DE FÓTONS MÁXIMO DO ESPECTRO CORRIGIDO: 5288  
CONTAGEM MÁXIMA DA DISTRIBUIÇÃO DE PULSOS: 5200  
O VALOR TOTAL DO NÚMERO DE FÓTONS É: 198616  
O VALOR DA ENERGIA MÁXIMA É: 80.06 keV  
O VALOR DA ENERGIA MÉDIA: 40.48 keV

**SAÍDA 3.DAT**

ARQUIVO: 80\_1V3mmal  
NO 1 NO ENERG.: 70 STEP: 1 keV 9 15/08/06  
80 kVP,1,3 mmAl de FILTRAÇÃO TOTAL

0.01100 0.01200 0.01300 0.01400 0.01500 0.01600 0.01700 0.01800 0.01900 0.02000  
0.00000 0.00043 0.00147 0.00328 0.00640 0.01169 0.01888 0.02842 0.04093 0.05668  
0.02100 0.02200 0.02300 0.02400 0.02500 0.02600 0.02700 0.02800 0.02900 0.03000  
0.07526 0.09529 0.11671 0.13990 0.16369 0.18888 0.21429 0.24047 0.26643 0.29236  
0.03100 0.03200 0.03300 0.03400 0.03500 0.03600 0.03700 0.03800 0.03900 0.04000  
0.31800 0.34355 0.36929 0.39458 0.41926 0.44375 0.46791 0.49195 0.51567 0.53884  
0.04100 0.04200 0.04300 0.04400 0.04500 0.04600 0.04700 0.04800 0.04900 0.05000  
0.56153 0.58407 0.60584 0.62754 0.64853 0.66910 0.68875 0.70812 0.72687 0.74503  
0.05100 0.05200 0.05300 0.05400 0.05500 0.05600 0.05700 0.05800 0.05900 0.06000  
0.76228 0.77883 0.79489 0.81078 0.82621 0.84192 0.85718 0.87405 0.88661 0.89770  
0.06100 0.06200 0.06300 0.06400 0.06500 0.06600 0.06700 0.06800 0.06900 0.07000  
0.90783 0.91727 0.92624 0.93435 0.94241 0.95066 0.95744 0.96385 0.96934 0.97420  
0.07100 0.07200 0.07300 0.07400 0.07500 0.07600 0.07700 0.07800 0.07900 0.08000  
0.97857 0.98247 0.98609 0.98931 0.99209 0.99457 0.99651 0.99798 0.99916 1.00000

**SAÍDA 4.DAT**

<b>E (keV)</b>	<b>Nº de Fótons</b>
11	0
12	84
13	206
14	360
15	619
16	1051
17	1427
18	1894
19	2484
20	3126
21	3690
22	3978
23	4254
24	4606
25	4725
26	5001
27	5047
28	5199
29	5157
30	5149
31	5092
32	5075
33	5111
34	5023
35	4902
36	4863
37	4798
38	4775
39	4709
40	4602
41	4506
42	4477
43	4324
44	4309
45	4168
46	4085
47	3902
48	3847
49	3724
50	3606
51	3425
52	3287
53	3189
54	3157
55	3063
56	3121
57	3030

58	3350
59	2494
60	2201
61	2012
62	1874
63	1782
64	1610
65	1599
66	1639
67	1346
68	1272
69	1091
70	963
71	869
72	774
73	719
74	638
75	552
76	493
77	386
78	290
79	234
80	166

## APÊNDICE 3

### POP – Utilização do Espectrômetro de CdTe

#### 1. Objetivo

Estabelecer procedimento de utilização para o espectrômetro de CdTe do SECCAL/SEMEC.

#### 2. Campo de Aplicação

Aplica-se aos laboratórios de raios-X do SECCAL/SEMEC.

#### 3. Responsabilidade

Deve ser realizado por pessoa competente para a utilização do equipamento, designada pelo Responsável Técnico.

#### 4. Documentos Complementares

POP – Utilização do software ADMCA do detector de CdTe para aquisição de espectros de radiação gama e X.

#### 5. Siglas

SECCAL: Secção de Calibração

SEMEC: Serviço de Medidas em Ensaios e Calibração

CdTe: Telureto de Cádmi

#### 6. Descrição das Atividades

<b>Etapas</b>	<b>Descrição</b>
1	Retirar todos os cabos e equipamentos pertencentes ao espectrômetro de seu local de armazenamento.
2	Conectar a saída do XR-100T-CdTe (OUT) diretamente na entrada do PX2T (AMP IN) utilizando o cabo BNC.
3	Conectar o conector de 9 pinos, tipo LEMO, do XR-100T-CdTe para o PX2T utilizando o cabo apropriado.

<b>Etapas</b>	<b>Descrição</b>
4	Conectar a saída do PX2T (AMP OUT) diretamente na entrada do MCA (INPUT) utilizando cabo apropriado do tipo BNC – LEMO.
5	Conectar o PU GATE do PX2T no GATE 1 do MCA por meio do cabo apropriado do tipo BNC – LEMO.
6	Conectar a saída I/O do MCA na entrada serial de um PC utilizando o cabo serial.
7	Conectar um terminal do cabo de força na parte traseira do PX2T e o outro na rede elétrica de 220 V.
8	Conectar a fonte de alimentação na entrada 5V/10V do MCA e ligar a fonte na rede elétrica de 220 V.
9	Ligar o PX2T por meio do interruptor situado na sua parte traseira.
10	Ligar o MCA apertando o botão vermelho situado na parte frontal do mesmo.
11	Utilizar o programa ADMCA (descrito no item 4) para aquisição dos espectros.
12	Após a aquisição dos espectros, fechar o programa ADMCA.
13	Desligar o MCA apertando o botão vermelho situado na parte frontal do mesmo.
14	Desligar o PX2T por meio do interruptor situado na sua parte traseira.
15	Desligar a fonte de tensão do MCA da rede elétrica de 220 V e desconectar a fonte de alimentação da entrada 5V/10V do MCA.
16	Desconectar o terminal do cabo de força de alimentação do PX2T da rede elétrica de 220 V e o outro terminal da parte traseira do PX2T.
17	Desconectar o cabo serial da saída I/O do MCA e da entrada serial do PC.
18	Desconectar o cabo BNC – LEMO do PU GATE do PX2T e do GATE 1 do MCA.
19	Desconectar o cabo BNC – LEMO da saída do PX2T (AMP OUT) e da entrada do MCA (INPUT).
20	Desconectar o cabo que possui um conector de 9 pinos, tipo LEMO, do XR-100T-CdTe e do PX2T.
21	Desconectar o cabo BNC da saída do XR-100T-CdTe (OUT) e da entrada do PX2T (AMP IN).
22	Guardar todos os cabos e equipamentos pertencentes ao espectrômetro em seu local de armazenamento.

## **7. Referência**

MANUAL DE INSTRUÇÃO da Amptek Inc. *Operating Manual XR-100T-CdTe X-Ray and Gamma Ray Detector System and PX2T-CdTe Power Supply/Shaping Amplifier*, Revision 13, 2006.

## APÊNDICE 4

### POP – Utilização do Equipamento de Raios-X Odontológico Variável

#### 1. Objetivo

Estabelecer procedimento para utilização do equipamento de raios-X odontológico variável – GV do laboratório de raios-X odontológico do SECCAL/SEMEC.

#### 2. Campo de Aplicação

Aplica-se ao laboratório de raios-X odontológico do SECCAL/SEMEC.

#### 3. Responsabilidade

Deve ser realizado por pessoa competente para a utilização do equipamento, designada pelo Responsável Técnico.

#### 4. Documentos Complementares

POP – Utilização de dosímetros individuais nas dependências do SECCAL/SEMEC – CRCN.

#### 5. Siglas

SECCAL: Secção de Calibração

SEMEC: Serviço de Medidas em Ensaios e Calibração

CRCN: Centro Regional de Ciências Nucleares

#### 6. Descrição das Atividades

<b>Etapas</b>	<b>Descrição</b>
1	Certificar-se se você está usando seu dosímetro pessoal;
2	Fechar a sala do laboratório de raios-X odontológico para que o equipamento de raios-X e acessórios que estejam sendo utilizados venham a estabilizar termicamente com o ambiente;

<b>Etapas</b>	<b>Descrição</b>
3	Conectar o cabo de força do painel de comando do GV na parte traseira do estabilizador CS Pólux;
4	Conectar o cabo de força do estabilizador na rede elétrica de 220 V;
5	Ligar o disjuntor situado na parte traseira do estabilizador e coloque o interruptor situado na parte frontal do mesmo na posição ESTABILIZA;
6	Colocar o interruptor do painel de controle do GV na posição ON;
7	Observar se o LED verde abaixo de ON está aceso. Caso contrário verificar as etapas 3 a 6 e se há energia da rede elétrica;
8	Aguardar 20 minutos para aquecimento (estabilidade) do tubo de raios-X;
9	Selecionar, utilizando o interruptor do painel de comando com desenhos, o modo de operação entre pulsado (desenho de um cabeçote) ou contínuo (desenho de um olho);
10	Para o modo de operação pulsado selecionar: d) O kV, girando o seletor localizado na região central do painel de controle; e) O mA, girando o seletor localizado na parte esquerda do painel de controle; f) O tempo, girando o seletor localizado na parte inferior direita do painel de controle;
11	Para o modo de operação contínuo selecionar: g) O kV, girando o seletor localizado na região central do painel de controle; h) O mA, girando o seletor localizado na parte esquerda do painel de controle; Obs: O seletor de tempo não será utilizado neste modo.
12	Pressionar e segurar o cabo disparador para iniciar o processo de produção de raios-X. No modo contínuo pressione o disparador até o tempo desejado. No modo pulsado o tempo já foi pré-selecionado na etapa 10 e o equipamento automaticamente cessará a produção de raios-X após esse tempo. Observe que o LED vermelho abaixo de RX deverá acender indicando que está ocorrendo a emissão de raios-X;
13	Após término do uso do equipamento de raios-X variável, desligá-lo colocando o interruptor do painel de controle na posição OFF;
14	Desligar o disjuntor do estabilizador e desconectar o seu cabo de força da energia elétrica;
15	Desconectar o cabo de força do painel de controle do GV da parte traseira do estabilizador.

## **7. Referência**

MANUAL DE INSTRUÇÃO “Estabilizador CS Pólux”.

## APÊNDICE 5

### Planilha de Dosimetria e Cálculo das Incertezas

#### DOSIMETRIA – Feixe de Raios-X DQR 1 (46kV)

DATA: 02/12/08

Câmara: RC6#16673 (Certificado de calibração LRD0001/2006)

Eletrômetro: Farmer 2670#148

Termômetro: Hart Scientific HT 1521#A3B075 (Certificado de calibração 6946/06)

Barômetro: Druck DPI 740#284/98-02 (Certificado de calibração PS-12-081/06)

DFC 1 m

#### 1. MEDIDA DE CORRENTE

Número da Medida	Leitura 1,0E-9 C	Temp (°C)	Pressão (mbar)	F (T,p)	Δt (s)	Medida Corrigida (C/min)
1	0,281	21,42	1010,98	1,007	60	2,8311E-10
2	0,282	21,56	1010,97	1,008		2,8425E-10
3	0,280	21,53	1010,99	1,008		2,8220E-10
4	0,281	21,69	1010,99	1,008		2,8336E-10
5	0,281	21,92	1010,98	1,009		2,8359E-10
6	0,281	21,88	1010,98	1,009		2,8355E-10
7	0,281	21,71	1010,98	1,008		2,8339E-10
8	0,280	22,01	1010,99	1,010		2,8266E-10
9	0,280	21,96	1011,00	1,009		2,8261E-10
10	0,281	22,12	1011,01	1,010		2,8377E-10
Média	0,281	21,78	1010,99			2,83E-010
Desvio Padrão	0,001	0,23	0,01			6,1E-13
CV (%)	0,225	1,060	0,001			0,216

#### 2. CÁLCULO DA TAXA DE KERMA NO AR

Taxa de Kerma no Ar (mGy/h) = Medida Corrigida \* N<sub>k</sub> \* k<sub>q</sub> \* k<sub>D</sub> \* 60 \* 1000

Fator de calibração (N <sub>k</sub> )	4,62E+006			Gy/C
Fator da qualidade (k <sub>q</sub> )	0,998			
Taxa de Kerma no Ar	78,41	±	0,75	mGy/h

INCERTEZA ASSOCIADA À DOSIMETRIA

$$\text{Taxa de Kerma no Ar (mGy/h)} = \text{Medida Corrigida} \cdot N_k \cdot k_q \cdot k_D \cdot 60 \cdot 1000$$

Símbolo	Componentes de incerteza			Tipo	Distrib. probab.	Divisor	Coeficiente de sensibilidade Valor	Incerteza padrão	Graus de liberdade
	Nome	Valor	Unidade						
UM	inc medida	DP/raiz(n)	Coulomb	A	Normal	1	$N_k \cdot k_q \cdot (1013,3 / (0,1289 + 0,99951 \cdot P)) \cdot ((T + 0,01) + 273,15 / 293,15) \cdot (do/d)^2 \cdot 60 \cdot 1000$		9
UNK	Inc fator calibração	41607*	Gy/C	B	Normal	2	$M \cdot k_q \cdot (1013,3 / (0,1289 + 0,99951 \cdot P)) \cdot (T + 273,15 / 293,15) \cdot (do/d)^2 \cdot 60 \cdot 1000$		
UT	inc temperatura	DP/raiz(n)	°C	A	Normal	1	$M \cdot N_k \cdot k_q \cdot (1/293,15) \cdot (1013,3 / (0,1289 + 0,99951 \cdot P)) \cdot (do/d)^2 \cdot 60 \cdot 1000$		9
		0,02**	°C	B	Normal	2	$M \cdot N_k \cdot k_q \cdot (1/293,15) \cdot (1013,3 / (0,1289 + 0,99951 \cdot P)) \cdot (do/d)^2 \cdot 60 \cdot 1000$		∞
UP	inc pressão	DP/raiz(n)	mbar	A	Normal	1	$M \cdot N_k \cdot k_q \cdot (T + 273,15 / 293,15) \cdot (-1013,3 \cdot 0,99951 / (0,1289 + 0,99951 \cdot P))^2 \cdot (do/d)^2 \cdot 60 \cdot 1000$		9
		0,03%**	mbar	B	Normal	2.25	$M \cdot N_k \cdot k_q \cdot (T + 273,15 / 293,15) \cdot (-1013,3 \cdot 0,99951 / (0,1289 + 0,99951 \cdot P))^2 \cdot (do/d)^2 \cdot 60 \cdot 1000$		11
UD	inc distância	1	mm	B	Retangular	1.73	$M \cdot N_k \cdot k_q \cdot (T + 273,15 / 293,15) \cdot (1013,3 / (0,1289 + 0,99951 \cdot P)) \cdot (2 \cdot (do^2/d^3)) \cdot 60 \cdot 1000$		∞
U <sub>c</sub>	<b>INCERTEZA COMBINADA</b>								
U <sub>95</sub>	<b>INCERTEZA EXPANDIDA (APROX. 95%)</b>								

\* 0,9%, conforme certificado de calibração da câmara

\*\* Conforme certificado calibração dos equipamentos (para P, incerteza de 0,03%; para T, incerteza de 0,02°C)

M	2,832E-10	C
dM	6,1E-13	C
Nk	4,623E+006	Gy/C
dNk	4,2E+04	Gy/C
T	21,78	°C
dT	0,231900362	°C
P	1010,987	mbar
dP	0,012	mbar
K	78,41061713	mGy/h
N	10	

Símbolo	Componentes de incerteza			Tipo	Distrib. probab.	Divisor	Coefficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de liberdade	
	Nome	Valor	Unidade				Valor			
UM	inc medida	1,9E-13	Coulomb	A	Normal	1	2,8E+11	5,4E-02	9	
UNk	Inc fator calibração	4,2E+04	Gy/C	B	Normal	2	0,0000	3,6E-01	∞	
UT	inc temperatura	0,073	°C	A	Normal	1	0,27	2,0E-02	9	
		0,020	°C	B	Normal	2	0,27	2,7E-03	∞	
UP	inc pressão	0,004	mbar	A	Normal	1	0,078	2,9E-04	9	
		0,30	mbar	B	Normal	2,25	0,078	1,1E-02	11	
UD	inc distância	1,0	mm	B	Retangular	1,73	0,159	9,2E-02	∞	
U <sub>c</sub>	<b>INCERTEZA COMBINADA</b>							3,7E-01	v <sub>eff</sub>	2,0E+04
U <sub>95</sub>	<b>INCERTEZA EXPANDIDA (APROX. 95%)</b>							7,5E-01	K	2

\* 0,9%, conforme certificado de calibração da câmara

**ANEXO 1**  
**Estatística de Kolmogorov – Smirnov**  
**Valores de Desvios Máximos – Dtab**

Tamanho da Amostra (N)	Nível de significância ( $\alpha$ ) para $D = \text{Máximo}   F(x) - S(x)  $				
	0,20	0,15	0,10	0,05	0,01
1	0,900	0,925	0,950	0,975	0,995
2	0,684	0,726	0,776	0,842	0,929
3	0,565	0,597	0,642	0,708	0,828
4	0,494	0,525	0,564	0,624	0,733
5	0,446	0,474	0,510	0,565	0,669
6	0,410	0,436	0,470	0,521	0,618
7	0,381	0,405	0,438	0,486	0,577
8	0,358	0,381	0,411	0,457	0,543
9	0,339	0,360	0,388	0,432	0,514
10	0,322	0,342	0,368	0,410	0,490
11	0,307	0,326	0,352	0,391	0,468
12	0,295	0,313	0,338	0,375	0,450
13	0,284	0,302	0,325	0,361	0,433
14	0,274	0,292	0,314	0,349	0,418
15	0,266	0,283	0,304	0,338	0,404
16	0,258	0,274	0,295	0,328	0,392
17	0,250	0,266	0,286	0,318	0,381
18	0,244	0,259	0,278	0,309	0,371
19	0,237	0,252	0,272	0,301	0,363
20	0,231	0,246	0,264	0,294	0,356
25	0,210	0,220	0,240	0,270	0,320
30	0,190	0,200	0,220	0,240	0,290
35	0,180	0,190	0,210	0,230	0,270
Acima de 35	$\frac{1,07}{\sqrt{N}}$	$\frac{1,14}{\sqrt{N}}$	$\frac{1,22}{\sqrt{N}}$	$\frac{1,36}{\sqrt{N}}$	$\frac{1,63}{\sqrt{N}}$

Observações:

- a) Se o valor  $D_{\text{calc}}$  for maior que o valor mostrado na tabela ( $D_{\text{tab}}$ ), então a hipótese nula é rejeitada para o nível de confiança escolhido.
- b) Para amostras com  $N > 35$ , os valores de  $D_{\text{tab}}$  são dados pelas razões mostradas na última linha, que dependem do nível de significância ( $\alpha$ ) escolhido e do tamanho da amostra  $N$ .