

**MINISTÉRIO DA DEFESA  
EXÉRCITO BRASILEIRO  
DEPARTAMENTO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA  
INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA  
CURSO DE MESTRADO EM ENGENHARIA NUCLEAR**

**DOUGLAS BATISTA DA SILVA**

**IMPLANTAÇÃO DAS QUALIDADES DE RADIAÇÃO DE RADIODIAGNÓSTICO  
DE ACORDO COM AS RECOMENDAÇÕES DO TRS 457 E DA IEC 61627**

Rio de Janeiro

2014

**INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA**

**DOUGLAS BATISTA DA SILVA**

**IMPLANTAÇÃO DAS QUALIDADES DE RADIAÇÃO DE  
RADIODIAGNÓSTICO DE ACORDO COM AS RECOMENDAÇÕES DO  
TRS 457 E DA IEC 61627**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Engenharia Nuclear do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências em Engenharia Nuclear.

Orientadores:

Prof. Julio José da Silva Estrada - D.Sc.

Prof. Luis Alexandre Gonçalves Magalhães - D.Sc.

Prof<sup>a</sup>. Nadya Maria Prado Damasceno Ferreira - D.C.

Rio de Janeiro

2014

c2014

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

Praça General Tibúrcio, 80 – Praia Vermelha.

Rio de Janeiro – RJ CEP: 22290-270

Este exemplar é propriedade do Instituto Militar de Engenharia, que poderá incluí-lo em base de dados, armazenar em computador, microfilmar ou adotar qualquer forma de arquivamento.

É permitida a menção, reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a ser fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que não tenha finalidade comercial e que seja feita a referência bibliográfica completa.

Os conceitos expressos neste trabalho são de responsabilidade do(s) autor(es) e do(s) orientador(es).

621.483

S586i

Silva, Douglas Batista da

Implantação das qualidades de radiação de radiodiagnóstico de acordo com as recomendações do TRS 457 e da norma IEC 61267/ Douglas Batista da Silva, orientado por Estrada, Júlio José da Silva; Magalhães, Luis Alexandre Gonçalves; Ferreira, Nadya Maria P. Damasceno – Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2014.

119 p.: il

Dissertação (mestrado) – Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 2014.

1. Curso de Engenharia Nuclear- teses e dissertações. 2. Radiodiagnóstico. 2. Raios-X I. Estrada, Júlio José da Silva. II. Magalhães, Luís Alexandre Gonçalves. III Ferreira, Nadya Maria P. Damasceno. Título IV. Instituto Militar de Engenharia

**INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA**

**DOUGLAS BATISTA DA SILVA**

**IMPLANTAÇÃO DAS QUALIDADES DA RADIAÇÃO DE  
RADIODIAGNÓSTICO DE ACORDO COM AS RECOMENDAÇÕES  
DO TRS 457 E DA IEC 61627**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Engenharia Nuclear do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências em Engenharia Nuclear.

Orientadores: Prof. Julio José da Silva Estrada – D.Sc.

Prof. Luis Alexandre Gonçalves Magalhães – D.Sc.

Prof<sup>a</sup>. Nadya Maria Prado Damasceno Ferreira – D.Sc.

Aprovada em 10 de julho de 2014, pela seguinte Banca Examinadora:

---

Prof. Julio José da Silva Estrada - D.Sc. do IME – Presidente.

---

Prof. Luis Alexandre Gonçalves Magalhães - D.Sc. da UERJ.

---

Prof<sup>a</sup>. Nadya Maria Prado Damasceno Ferreira – D.Sc. do IME.

---

Prof. Carlos Frederico Estrada Alves – D.Sc. da UERJ

---

Prof. Evaldo Simões da Fonseca – D.Sc. do IRD/CNEN

Rio de Janeiro

2014

Dedico este trabalho a minha tia Elza Margarida Batista, (in memória), por ter me criado e me incentivado a estudar.

## AGRADECIMENTOS

Foram tantas as pessoas que me ajudaram a realizar este trabalho ao longo de dois anos, que temo omitir algum nome por esquecimento. Portanto, gostaria de agradecer a todos aqueles que direta ou indiretamente me ajudaram nessa realização, em especial:

Á Deus, por ter me dado forças em momentos que pensei em desistir, por Ele ter sido um grande amigo nas madrugadas de trabalho, nos dias de muita luta.

Agradeço aos meus pais (Raimunda Engracia Batista da Silva e Cicero Benedito da Silva), pelo companheirismo, e por terem vivido intensamente cada momento de minhas escolhas, sempre com palavras de apoio.

Agradeço aos meus orientadores, Luis Alexandre, Julio e. Nadya, pois sem a ajuda e dedicação deles, nada disso teria sido possível.

Agradeço a Elza Margarida Batista (in memoria), por ter me incentivado a estudar e acreditar que através da educação, tudo é possível.

Aos professores, Carlos Eduardo, Mariano Gazineu e Evandro de Jesus, pelos ensinamentos que me foram passados e pela amizade que tornou a minha caminhada bem mais prazerosa.

Ao Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR) pela oportunidade oferecida para a realização deste trabalho.

Aos professores do programa de Pós-Graduação em Engenharia Nuclear do Instituto Militar de Engenharia pelo amadurecimento acadêmico e conhecimento oferecido durante a realização do curso de Mestrado.

Aos amigos Leandro Medeiros e Marcos Lopes pela amizade de vocês e por caminhar comigo neste árduo caminho, que foi este, de se formar em física pela UERJ.

Agradeço a João Carlos Ribeiro da Silva, grande amigo que sempre me ajudou e incentivou na realização desta etapa da minha vida.

Agradeço a minha turma de mestrado, pois sem vocês nada disso teria sido possível, grandes amigos e companheiros.

A CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior), pela bolsa de estudo e auxílio financeiro que possibilitou a dedicação integral ao programa de pós-graduação. Obrigado a todos, de todo o meu coração.

Que ninguém se engane só se consegue a  
simplicidade através de muito trabalho.

*Clarice Lispector*

## SUMARIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES.....	10
LISTA DE TABELAS.....	12
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....	14
LISTA DE SIGLAS.....	15
<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>18</b>
1.1 Considerações iniciais.....	18
1.2 O Programa de Radioproteção em Saúde empregado no LCR.....	19
1.3 Justificativa Deste Trabalho e relevância científica.....	21
1.4 Objetivo desta dissertação.....	22
1.5 Organização da dissertação.....	23
<b>2 BASES TEÓRICAS.....</b>	<b>24</b>
2.1 Detecção da radiação.....	24
2.2 Detectores a gás.....	26
2.2.1 Câmara de ionização.....	28
2.3 Os raios X.....	30
2.3.1 O tubo de raios X.....	31
2.3.2 O cátodo.....	32
2.3.3 O ânodo.....	32
2.3.4 Tubo de raios X de ânodo giratório.....	33
2.3.5 Espectros de emissão de raios X.....	34
2.3.6 Raios X característico.....	36
2.3.7 Raios x de Bremsstrahlung.....	38
2.3.8 Tensão aplicada a um tubo de raios X.....	39
2.4 Filtros e atenuadores.....	40
2.5 Radiação de referencia.....	40
2.6 Camada semiredutora e coeficiente de homogeneidade.....	43
2.7 Energia efetiva do feixe de radiação.....	44



2.8	Documentos importantes empregados na área de radiodiagnóstico.....	45
2.8.1	Norma IEC 61627.....	45
2.8.2	Código de prática TRS 457.....	46
2.8.3	Portaria 453.....	47
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>49</b>
3.1	Instalação.....	49
3.2	Alinhamento do sistema de radiação e posicionamento dos colimadores....	51
3.3	Caracterização do perfil do campo de radiação.....	52
3.4	Medidas de tensão.....	53
3.4.1	Medidas invasivas de tensão.....	53
3.4.2	Medidas não invasivas de tensão.....	56
3.5	Verificação da contribuição da radiação espalhada.....	59
3.6	A filtração adicional.....	59
3.7	Cálculo da energia efetiva do feixe.....	68
<b>4</b>	<b>RESULTADO E DISCUSSÃO.....</b>	<b>70</b>
4.1	Caracterização do perfil do campo de radiação.....	70
4.2	Ajuste da tensão a ser selecionada.....	72
4.3	Componentes de incerteza na medida do kV.....	73
4.3.1	Componentes de incerteza na medida de kV.....	73
4.3.2	Fontes de incerteza para medida de tensão usando o método invasivo de medição.....	74
4.3.3	Fonte de incerteza para medida não invasiva usando medidor de tensão da marca Keithley.....	75
4.3.4	Fonte de incerteza para medida de kV usando um dosímetro semicondutor de estado sólido(Diavolt).....	77
4.3.5	Resultado de medição de kV pelo método invasivo e não invasivo.....	79

4.4	Teste de estabilidade da câmara de ionização.....	80
4.5	Contribuição do espalhamento.....	80
4.6	Implantação das RQR'S com filtros de alta pureza.....	80
4.6.1	Implantação da RQR 4 com filtros de alta pureza.....	81
4.6.2	Implantação da RQR 5 com filtro de alta pureza.....	85
4.6.3	Implantação da RQR 6 com filtro de alta pureza.....	89
4.6.4	Resultado da medida da 1ª CSR.....	93
4.7	Linearidade de resposta do tubo de raios X.....	95
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>97</b>
<b>6</b>	<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>99</b>
<b>7</b>	<b>ANEXO.....</b>	<b>102</b>

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIG 2.1	Esquema simplificado de funcionamento de uma câmara de ionização. “A” representa o eletrômetro, “V” a fonte de energia.....	29
FIG 2.2	Esquema de funcionamento de um tubo de raios X.....	32
FIG 2.3	Tubo de anodo giratório adaptado para o diagrama Philips.....	34
FIG 2.4	Efeitos da filtração do feixe no espectro de raios X. ....	35
FIG 2.5	Processo de produção de raios X característicos.....	37
FIG 2.6	Processo de criação de raios X de Bremsstrahlung.....	38
FIG 2.7	Variação da CSR em função do potencial do tubo.....	39
FIG 3.1	Tubo de raios X diagnóstico da marca casa do radiologista modelo AF500ma na faixa de operação de radiodiagnóstico clínico (40 a120 kv).....	50
FIG 3.2	Representação esquemática da instalação do sistema de monitoração invasivo Dynalyser.....	53
FIG 3.3	Medidor de tensão invasivo Dynalyser.....	54
FIG 3.4	Osciloscópio com as indicações de funções.....	55
FIG 3.5	Equipamento utilizado para a medida de kV.....	56
FIG 3.6	Painel frontal do dosímetro do modelo 35050 <sup>a</sup> .....	57
FIG 3.7	Câmara de ionização modelo 96035.....	57
FIG 3.8	Posicionamento do leitor de kvp modelo 35080B.....	58
FIG 3.9	Filtros com espessuras diferentes.....	60
FIG 3.10	Esquema de posicionamento utilizado para a implantação das RQR's.....	61

FIG 3.11	Curva de atenuação obtida na qualidade RQR 6, de radiodiagnóstico.....	62
FIG 3.12	Curva de atenuação genérica.....	62
FIG 3.13	Curva de atenuação com o valor da largura do segundo retângulo é igual ao valor da segunda CSR.....	65
FIG 3.14	Retângulo já finalizado, para a determinação da filtração adicional.....	65
FIG 3.15	Gabarito retangular para a determinação da filtração adicional para as qualidades de radiação RQR.....	67
FIG 3.16	Retângulo posicionado no local adequado, e o valor aproximado da filtração adicional pode ser determinado.....	67
FIG 4.1	Homogeneidade e tamanho de campo de radiação no eixo vertical de acordo com o ponto de referencia.....	71
FIG 4.2	Determinação da equação da reta par a obtenção do kV a ser selecionado no painel do tubo de raios X.....	72
FIG 4.3	Curva de atenuação para a determinação da filtração de alumínio a ser adicionada na saída do feixe de radiação para a implantação da RQR 4.....	82
FIG 4.4	Curva de atenuação para a determinação da filtração de alumínio a ser adicionada na saída do feixe de radiação para a implantação da RQR 5.....	86
FIG 4.5	Curva de atenuação para a determinação da filtração de alumínio a ser adicionada na saída do feixe de radiação para a implantação da RQR 6.....	90
FIG 4.6	Linearidade do Tubo variando o mA mantendo 70 kV e 500 ms fixo.....	95
FIG 4.7	Linearidade do Tubo variando o tempo mantendo 70 kV e 200 mA fixo.....	96

## LISTA DE TABELAS

TAB 2.1	Qualidades de radiação para calibrações de dosímetros em diagnóstico.....	42
TAB 2.2	Caracterização da qualidade de radiação série RQR.....	46
TAB 3.1	Caracterização da qualidade de radiação série RQR estuda neste trabalho.....	63
TAB 4.1	Fontes de incerteza na medição de kV invasivo usando Dynalyser referente a RQR 4.....	74
TAB 4.2	Fontes de incerteza na medição de kV invasivo usando Dynalyser referente a RQR 5.....	74
TAB 4.3	Fontes de incerteza na medição de kV invasivo usando Dynalyser referente a RQR 6.....	75
TAB 4.4	Fontes de incerteza na medição de kV não invasivo usando o divisor de Tensão da marca Keithley referente a RQR 4.....	75
TAB 4.5	Fontes de incerteza na medição de kV não invasivo usando o divisor de Tensão da marca Keithley referente a RQR 5.....	76
TAB 4.6	Fontes de incerteza na medição de kV não invasivo usando o divisor de Tensão da marca Keithley referente a RQR 6.....	76
TAB 4.7	Fontes de incerteza na medição de kV não invasivo usando semicondutor de estado solido de para medida referente a RQR4 ....	77
TAB 4.8	Fontes de incerteza na medição de kV não invasivo usando semicondutor de estado solido de para medida referente a RQR 5....	77
TAB 4.9	Resultado da Medição de kV com suas respectivas incertezas expandidas.....	79

TAB 4.10	Atenuação da intensidade do feixe de raios X referente à RQR4 com filtros de alta pureza.....	81
TAB 4.11	Valores da primeira e segunda CSR, coeficiente de homogeneidade e energia efetiva do feixe de radiação RQR 4..	83
TAB 4.12	Fontes de incerteza para a csr1 da RQR 4 implantada com filtros de alta pureza.....	84
TAB 4.13	Atenuação da intensidade do feixe de raios X referente à RQR5 com filtros de alta pureza.....	85
TAB 4.14	Valores da primeira e segunda CSR, coeficiente de homogeneidade e energia efetiva do feixe de radiação RQR 5..	87
TAB 4.15	Fontes de incerteza para a CSR1 da RQR 5 implantada com filtros de alta pureza.....	88
TAB 4.16	Atenuação da intensidade do feixe de raios X referente à RQR6 com filtros de alta pureza.....	89
TAB 4.17	Valores da primeira e segunda CSR, coeficiente de homogeneidade e energia efetiva do feixe de radiação RQR 6..	91
TAB 4.18	Fontes de incerteza para a CSR1 da RQR 6 implantada com filtros de alta pureza.....	92
TAB 4.19	Resultado da medição da 1ªCSR com suas respectivas incertezas expandidas.....	93

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

### ABREVIATURAS

CSR1 - Primeira camada semi-redutora

CSR2 - Segunda camada semi-redutora

RQR - Representam o feixe de radiação após sofrer atenuação pela adição de filtros de alumínio a espessuras calculadas

nC - Nanocoulomb

Al - Alumínio

kV - Quilovoltz

### SIMBOLOS

$k_d$  - Taxa de kerma no ar adicionando filtração

$K_0$  - Taxa de kerma no ar sem qualquer filtração

$k$  - Fator de abrangência

$c_i$  - Coeficiente de sensibilidade

$U$  - Incerteza expandida

$k_d$  - Taxa de kerma no ar adicionando filtração

$K_0$  - Taxa de kerma no ar sem qualquer filtração

$h$  - Coeficiente de homogeneidade

$I$  - Intensidade de radiação

$I_0$  - Intensidade de radiação inicial

$\mu/\rho$  - Coeficiente de atenuação massico

$\rho$  - Densidade

## LISTA DE SIGLAS

LCR	Laboratório de Ciências Radiológicas
PRS	Programa de Radio Proteção e Saúde
TRS	Technical Reports Series
IAEA	International Atomic Energy Agency
VIM	Vocabulário Internacional de Metrologia
LNMRI	Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CDTN	Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear
CRCN	Centro Regional de Ciências Nucleares
IEE	Instituto de Eletrotécnica e Energia
IEN	Instituto de Engenharia Nuclear
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
LNMRI	Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes
UFPE	Universidade Federal de Pernambuco
ISO	International Organization for Standardization
AAPM	American association of Physicists in Medicine
IEC	Commission Electrotechnique Internationale
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
CIPM	Comité International de Poids et Mèsure
BIPM	Bureau international des poids et mesures
TAG 4	Technical Advisory Group on Metrology 4
OIML	International Organization of Legal metrology
ISO GUM 95	Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement
INMETRO	Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia.
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas



## RESUMO

Devido aos grandes avanços tecnológicos ocorridos nas últimas décadas em diversas áreas científicas, em especial na parte de física médica, observou-se um aumento significativo da utilização das radiações ionizantes para a medicina. Surge, então, a necessidade de se obter uma confiabilidade metrológica dos equipamentos utilizados em radiodiagnóstico, visto que a existência de qualidades de radiação bem definidas apresentam várias vantagens, que beneficiam tanto os fabricantes dos equipamentos, como os utilizadores, pacientes e autoridades de proteção radiológica, a fim de se obter um diagnóstico médico com imagens de qualidade minimizando a dose depositada no paciente.

Com a expansão da utilização das radiações ionizantes em medicina e odontologia e devido ao risco inerente associado ao seu uso, existe a necessidade de se garantir a qualidade dos serviços de radiodiagnóstico prestados à população e de padronizar e detalhar os requisitos de proteção radiológica para o funcionamento dos estabelecimentos que operam com raios X diagnósticos (ANVISA, 1998).

O objetivo deste trabalho relaciona-se com o estudo da implantação das qualidades de raios X diagnóstico, de acordo com os parâmetros técnicos recomendados pelo código de prática da Agência Internacional de Energia Atômica, através do Technical Reports Series (IAEA, 2007) e do padrão da International Electrotechnical Commission (IEC 61627, 2005), em um sistema de calibração de dosímetros, que se encontra instalado no Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR) da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ).

Os resultados obtidos para caracterizar o perfil do campo de radiação, satisfazem as condições exigidas pelo TRS 457, visto que o diâmetro da área sensível da câmara utilizada, esta dentro do limite estipulado pelo documento que diz que a dimensão linear do campo deve ser 1,5 vezes maior que a dimensão linear da área sensível do detector. O diâmetro de 5 cm com variação máxima de 2% da densidade óptica supera as condições mínimas exigidas.

As medidas de tensão, tanto invasivas quanto não invasivas, apresentaram também resultados compatíveis com o exigido por norma. As medidas das CSR mostraram que para a primeira CSR o limite de tolerância da IEC, bem como os valores para os coeficientes de homogeneidade estavam dentro do limite preconizado.

Os testes de qualidade realizados neste trabalho mostraram-se bastante satisfatório no atendimento dos requisitos de normas. Assim, podem ser empregados em outros sistemas de radiação X similares.

## ABSTRACT

Due to great technological advances in the past decades in various scientific fields, especially in the part of medical physics, there was a significant increase in the use of ionizing radiation in medicine. Then comes the need to obtain a metrological reliability of the equipment used in radiology, since the existence of well-defined qualities of radiation have several advantages that benefit both manufacturers of equipment such as users, patients and authorities of radiation protection in order to obtain a medical diagnostic image quality while minimizing the dose deposited in the patient.

With the expansion of the use of ionizing radiation in medicine and dentistry and due to the inherent risk associated with its use, there is the need to ensure the quality of radiology services to the population and to standardize and detail the requirements for radiological protection for the operation establishments that operate with diagnostic X-rays (ANVISA, 1998).

This work relates to the study of the deployment of diagnostic x-ray qualities, according to the technical parameters recommended by the code of practice of the International Atomic Energy Agency, Technical Reports Series through (IAEA, 2007) and standard International Electrotechnical Commission (IEC 61627, 2005), in a system calibration of dosimeters, which is installed in the Radiological Sciences Laboratory (CRL) from the State University of Rio de Janeiro (UERJ).

The results obtained to characterize the profile of the radiation field, satisfy the conditions required by TRS 457, since the diameter of the sensitive area of the camera used, is within the limit set by the document that says that the linear dimension of the field must be 1, 5 times greater than the linear dimension of the sensitive area of the detector. The diameter of 5 cm with a maximum variation of 2% of the optical density exceeds the minimum requirements.

Voltage measurements, both invasive and non-invasive, also presented consistent with the results required by the standard. The measures of CSR showed that for the first CSR the tolerance limit of the IEC, as well as the values for the coefficients of homogeneity were within the recommended limit.

The quality tests performed in this study were quite satisfactory in meeting the requirements of standards. Thus, they can be employed in other systems of similar X radiation.

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 CONSIDERAÇÕES GERAIS

O emprego da radiação ionizante pode ser visto, em várias áreas da saúde e da indústria. Este uso tornou-se indispensável na sociedade moderna e pode-se comprovar seu emprego em diversas atividades como na indústria de irradiação de alimentos, na indústria do petróleo, indústrias de bebidas, dentre outras áreas. Também, tem-se que a aplicação das radiações ionizantes na medicina, na esterilização de materiais médicos por radiação intensa, na obtenção de diagnósticos por imagem, no tratamento de doenças, em especial o câncer.

A radiologia é um instrumento fundamental de diagnóstico chegando a ser considerada hoje como a maior responsável pelo aumento da exposição do homem às radiações ionizantes provenientes de fontes artificiais.

A maior parte das diversas fontes de radiação ionizante, naturais e artificiais, que contribuem para elevar a dose média da população, é proveniente de sua utilização na medicina, principalmente em radiologia diagnóstica que é responsável por cerca de 90% das exposições, em países desenvolvidos (FREFTAS, L. C & DREXLER, G, 1992).

Com a expansão da utilização das radiações ionizantes em medicina e odontologia e devido ao risco inerente associado ao seu uso, existe a necessidade de se garantir a qualidade dos serviços de radiodiagnóstico prestados à população, com a padronização e detalhamento dos requisitos de proteção radiológica, para o funcionamento dos estabelecimentos que operam com raios X diagnósticos.

Todas as atividades que envolvam o uso das radiações devem ser monitoradas. Os equipamentos utilizados para a realização destes controles precisam estar devidamente calibrados e rastreados, sendo uma exigência da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN, 1988).

A física médica utiliza conceitos específicos de física na medicina e biologia. Sua aplicação é mais acentuada nas áreas de imagens médicas e radioterapia. Em conjunto com outras atividades, participa na elaboração de medidas das variáveis biomédicas, como calibração de equipamentos, controle de qualidade dos equipamentos e medições de proteção radiológica.

A metrologia das radiações ionizantes é a base para alcançar a confiabilidade nas medidas de dose em indivíduos ocupacionalmente expostos, em pacientes submetidos a exames de radiodiagnóstico ou radioterapia e no meio ambiente visando estimar as doses em membros do público. A medida confiável das doses estabelece e assegura procedimentos de radioproteção com a finalidade de evitar os efeitos biológicos danosos causados pelas radiações ionizantes.

Uma metrologia bem realizada representa o uso de equipamentos confiáveis que obedecem aos padrões de desempenho exigidos por normas aceitas no mundo inteiro. Estes instrumentos devem ser calibrados por laboratórios de metrologia sob condições muito bem definidas para calibração de sistemas dosimétricos na área de radiodiagnóstico médico (IEC 61627, 2005).

Atualmente, os laboratórios de metrologia das radiações ionizantes em todo o mundo, buscam garantir uma coerência metrológica entre os feixes de raios X, através da adoção das radiações de referência estabelecidas por normas internacionais, como a International Electrotechnical Commission (IEC 61627, 2005). A padronização internacional dos feixes de radiação permite que, equipamentos sejam calibrados e analisados em diferentes laboratórios, sob as mesmas condições e características o que garante uma confiabilidade metrológica dos equipamentos.

A necessidade de se garantir a qualidade das imagens radiográficas, dos equipamentos e de todos os procedimentos relacionados a este processo é voltada para evitar diagnósticos errados e não conclusivos, que possam levar o profissional a solicitar uma nova exposição do paciente, acarretando doses desnecessárias e aumento dos custos, além do desgaste do equipamento (ANVISA, 1998).

## 1.2 O PROGRAMA DE RADIOPROTEÇÃO EM SAÚDE EMPREGADO NO LCR

A base metrológica no Brasil para radiodiagnóstico é dada pela Rede Metrológica Brasileira, composta por oito Laboratórios:

Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear – CDTN – Belo Horizonte

Centro Regional de Ciências Nucleares – CRCN – Recife

Instituto de Eletrotécnica e Energia – IEE – São Paulo

Instituto de Engenharia Nuclear – IEN – Rio de Janeiro

Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN – São Paulo

Laboratório de Ciências Radiológicas – LCR – Rio de Janeiro

Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes – LNMRI

Universidade Federal de Pernambuco – UFPE – Recife.

Esta rede já está bem estabelecida quanto à calibração de dosímetros em feixes de radiação gama e apoiada e integrada por projetos nacionais. A mesma busca estabelecer a calibração de dosímetros em feixes de raios X no nível de radioproteção, radiodiagnóstico e radioterapia.

O LCR realiza um serviço que tem por finalidade o desenvolvimento e a implantação de um Programa de Garantia da Qualidade, reavaliando as práticas utilizadas pelos hospitais e clínicas radiológicas e odontológicas, visando aperfeiçoá-las e de modo a produzir radiografias de qualidade com a menor dose de radiação para os pacientes e profissionais ocupacionalmente expostos.

O principal projeto em desenvolvimento no LCR é a pesquisa voltada para o controle de qualidade em radiodiagnóstico (radiologia geral, mamografia, hemodinâmica e tomografia), visando a uma maior otimização com o resultado de melhor qualidade da imagem e a menor probabilidade de perda de material possível. O Programa de Radioproteção em Saúde (PRS) é responsável pela avaliação dos parâmetros técnicos de qualidade, relacionados às doses de radiação utilizadas nos procedimentos junto aos pacientes e trabalhadores expostos em instalações de radiodiagnóstico médico, incluindo instalações de mamografia (PRS, 2013) em todo o Estado do Rio de Janeiro. O controle da qualidade é um agrupamento de testes para verificar a manutenção das características técnicas e requisitos de desempenho, de acordo com as normas internacionais, dos equipamentos de raios X para mantê-los em condições adequadas de funcionamento.

O PRS é responsável por avaliar as condições de radioproteção dos hospitais e clínicas radiológicas e odontológicas e orientar seus profissionais, quanto à importância do uso dos equipamentos de proteção radiológica para sua saúde e dos pacientes submetidos aos exames, bem como a correta manutenção dos equipamentos emissores de radiação, incluindo a exigência de relatórios de calibração emitidos por empresas autorizadas, com a finalidade do

desenvolvimento e da implantação de um Programa de Garantia da Qualidade (PGQ).

Em junho de 1998, foi aprovado o Regulamento Técnico que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico publicado pela Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde, a Portaria N° 453 (ANVISA, 1998), que visa minimizar os riscos e maximizar os benefícios da utilização dos raios X diagnósticos, em âmbito nacional. Esta Portaria estabelece requisitos para o licenciamento e a fiscalização dos serviços, que realizam procedimentos radiológicos médicos e odontológicos, parâmetros para o controle de exposições médicas, ocupacionais e do público, decorrentes das práticas com raios X diagnóstico e requisitos específicos para o programa de garantia de qualidade para radiodiagnóstico médico e odontológico. Cabe aos órgãos de Vigilância Sanitária dos Estados e Municípios assegurar a fiscalização do cumprimento deste documento.

De acordo com essa Portaria os instrumentos para medição de níveis de radiação em levantamentos radiométricos e dosimetria de feixe devem ser calibrados a cada dois anos em laboratórios credenciados, nas qualidades de feixes de raios X diagnóstico.

### 1.3 JUSTIFICATIVAS DO TRABALHO E RELEVÂNCIA CIENTÍFICA

A justificativa para este trabalho de dissertação baseia-se na importância de se garantir uma qualidade metrológica dos equipamentos de raios X e dos dosímetros empregados na área de radiologia diagnóstica no Brasil, visto a crescente utilização das radiações em diversas áreas da indústria e em especial na área médica.

O controle das exposições médicas, das exposições ocupacionais e das exposições do público, decorrente das práticas com raios X diagnóstico, leva a obrigatoriedade da implantação de um em todos os estabelecimentos de saúde com equipamentos emissores de radiação X.

Os exames médicos que utilizam radiação ionizante são a maior fonte de exposição à radiação artificial a que a população está sujeita. Por esta razão, uma das grandes preocupações dos radiologistas deve ser tentar minimizar a exposição

do paciente à radiação, mantendo a qualidade clínica da imagem. Considerando estes aspectos, é importante determinar grandezas e unidades dosimétricas de modo a estabelecer níveis de referência em métodos de diagnóstico que utilizam raios X (IAEA, 2007).

O Laboratório de Ciências Radiológicas da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (LCR - UERJ), a fim de dar suporte aos centros de mamografia, com o apoio da International Atomic Energy Agency (IAEA), instalou um laboratório para calibração de dosímetros empregados nesta área da radiologia. O laboratório está rastreado ao Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (LNMRI - IRD) e, portanto, à Rede Internacional de Metrologia. Além disso, o laboratório faz parte da Rede Nacional de Metrologia na área de radiodiagnóstico, coordenada pelo LNMRI (EVANDRO J. PIRES, et al, 2011). Assim com este trabalho pode-se estender os serviços prestados para uma faixa maior de energia.

Uma boa imagem radiológica depende da seleção dos parâmetros na realização dos exames que é a escolha da tensão (kV), do produto corrente (mA) e o tempo (s) envolvidos, utilizados para produzir uma imagem final. Assim sendo, a qualidade da imagem é altamente importante, pois imagens de baixa qualidade ou que apresentem defeitos podem dificultar a interpretação e, conseqüentemente, provocar diagnósticos equivocados ou inseguros, obrigando a repetição do estudo, causando riscos e gastos desnecessários.

#### 1.4 OBJETIVOS DESTA DISSERTAÇÃO

O objetivo deste trabalho é a implantação das qualidades de raios X diagnóstico, num tubo de raios X convencional, de acordo com os parâmetros técnicos recomendados pelo código de prática, o Technical Reports Series N°457 (IAEA, 2007) e do padrão do International Electrotechnical Commission (IEC 61267, 2005), em um sistema de calibração de dosímetros que se encontra instalado no Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR), com o intuito de discutir as condições técnicas para a implantação das qualidades de radiação, não atenuadas, num tubo de raios X que opera com energias na faixa de 40 kV a 120 kV, verificando a adequação do sistema aos parâmetros referidos nos documentos.

Neste trabalho, o foco principal está relacionado à implantação das qualidades de radiação não atenuadas na faixa de energia de radiodiagnóstico, num tubo de Raios X convencional. No entanto, há dois objetivos secundários:

- Verificar a viabilidade do uso de um tubo de raios X para a calibração de dosímetros.
- Verificar a possibilidade de se fazer medidas de kV usando o método não invasivo, na implantação das qualidades de radiação não atenuadas, como é sugerido no TRS 457. Assim, também temos como objetivo a comparação entre esses dois métodos permitindo viabilizar o uso dos monitores não invasivos para este fim.

## 1.5 ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO

Com a finalidade de apresentar as ideias de maneira clara e objetiva, este trabalho está dividido em cinco capítulos e um anexo.

No capítulo 1 é apresentado um breve histórico sobre o Programa de Radioproteção em Saúde empregado no Laboratório de Ciências Radiológicas, (local onde este trabalho foi desenvolvido), e também é discursado sobre a metrologia e sua importância na Física Médica bem como o seu emprego em radiodiagnóstico.

No capítulo 2 é apresentado o levantamento bibliográfico com objetivo de aprofundar conhecimentos sobre metrologia e aplicações da radiação ionizante.

No capítulo 3 é mostrada a metodologia que foi usada e o levantamento dos dados obtidos.

No capítulo 4 são apresentados todos os resultados obtidos, apresentando o banco de dados, os cálculos de dose e sua análise de incerteza.

No capítulo 5 é apresentada a conclusão do estudo realizado.

O ANEXO 1 apresenta um resumo sobre cálculo de incertezas retirados do ISSO- GUM.



## 2 BASES TEÓRICAS

Neste capítulo, serão apresentados de forma resumida, alguns conceitos físicos, que deverão ser entendidos para a realização deste trabalho. Estes conceitos servirão de base para a compreensão dos fenômenos físicos que serão aqui estudados, e verificados, na elaboração desta dissertação de mestrado. Serão abordados desde temas mais gerais, como a produção de raios X em nível atômico, até assuntos específicos da área de radiodiagnóstico, incluindo assuntos abordados nos documentos, que se referem à implantação das qualidades de radiação em sistemas de radiação X, com o objetivo de dar uma melhor dinâmica, conteúdo e orientação no desenvolvimento da mesma.

### 2.1 DETECÇÕES DA RADIAÇÃO

Um fenômeno físico pode ser detectado, de acordo com o efeito físico provocado num material, como por exemplo, podemos detectar se um corpo está quente (ou frio), se a uma dada temperatura ele mudar suas propriedades físicas, tais como sua cor, suas dimensões, dentre outros. Esta detecção pode ser vista a olho nu ou através da utilização de equipamentos adequados para identificar a grandeza física a ser medida. Assim, também para se detectar a radiação, usamos dispositivos capazes de medir a intensidade ou simplesmente indicar a presença de radiação, chamados de detectores.

O estudo da radioatividade e o uso bem sucedido de radiações como ferramentas de pesquisa (ou para outras finalidades) dependem da detecção quantitativa e da medida de radiação. As grandezas, geralmente mais importantes, são o número de partículas, que chegam num detector por unidade de tempo, e suas energias (IRVING KAPLAN, 1954).

Dentre os tipos de radiação podemos separar dois grupos de interesse, que são as radiações diretamente ionizantes e as indiretamente ionizantes.

O primeiro grupo está relacionado com as radiações que possuem carga elétrica (partículas alfa e beta), atuam principalmente por meio de seu campo elétrico e transferem sua energia para muitos átomos ao mesmo tempo. Já o segundo grupo equivale às radiações que não têm carga elétrica (fótons de raios X

e gama), interagem individualmente com elétrons transferindo sua energia e produzindo ionizações (LUIZ TAUHATA, IVAN P.A.SALATI, RENADO DI PROZIO & ANTONIETA DI PRIZIO, 1999).

As radiações ionizantes por si só não podem ser medida diretamente. A detecção é realizada pelo resultado produzido da interação da radiação com um meio sensível (detector). Em um sistema detector, os detectores de radiação são os elementos ou dispositivos sensíveis à radiação ionizante, utilizados para determinar a quantidade de radiação presente em um determinado meio de interesse.

Quando uma partícula carregada passa através da matéria, ela causa excitação e ionização das moléculas do material. A ionização é a base de praticamente todos os instrumentos usados para detecção de tais partículas e as medidas de suas energias. Instrumentos semelhantes podem ser usados para partículas não carregadas (raios X ou raios gama), porque fornecem energia à partículas carregadas, que então causam a ionização (IRVING KAPLAN, 1954).

A integração entre um detector e um sistema de leitura (medidor), como um eletrômetro é chamado de monitor de radiação. Os sistemas detectores que indicam a radiação total a que uma pessoa foi exposta são chamados de dosímetros (HO, 2013).

Como as radiações interagem de forma diferente com a matéria dependendo de seu tipo ou origem, a escolha do detector depende do tipo de radiação que se quer medir.

Um detector deve possuir algumas características, que são de suma importância, como a exatidão, que indica o grau de concordância dos resultados com o valor considerado como verdadeiro. A concordância pode ser representada através da repetibilidade do detector nas medidas nas mesmas condições (fonte de radiação, distância da fonte, tempo de exposição e etc.), sendo estes também reprodutivos, isto é, responder de forma adequada, apesar de algumas variações de condições de medições, apresentando um comportamento estável, não perdendo a exatidão da resposta com o passar do tempo, além de serem sensíveis e eficientes em relação ao tipo de radiação que se deseja medir (LUIZ TAUHATA, IVAN P.A.SALATI, RENADO DI PROZIO & ANTONIETA DI PRIZIO, 1999).

De acordo com o Vocabulário Internacional de Metrologia – VIM, a exatidão de medição indica o grau de concordância dos resultados com o valor considerado como verdadeiro de um mensurando. A repetibilidade de medição que esta relacionada à condição de medição num conjunto de condições, as quais incluem o mesmo procedimento de medição, os mesmos operadores, o mesmo local, assim como medições repetidas no mesmo objeto ou em objetos similares durante um curto período de tempo e a reprodutibilidade de medição que esta relacionada à condição de medição num conjunto de medições, as quais incluem diferentes locais, diferentes operadores, diferentes sistemas de medição e medições repetidas no mesmo objeto ou em objetos similares, uma vez que sob as mesmas condições de medição (fonte de radiação, distância da fonte, tempo de exposição etc.). Assim um detector deve responder de acordo com estes parâmetros metrológicos (VIM, 2009).

## 2.2 DETECTORES A GÁS

Detectores a gás são tipos de instrumentos que se baseiam na interação da radiação com os gases que provocam principalmente a excitação e a ionização dos seus átomos. Na ionização são formados pares de elétron-íons, que dependem das características dos gases utilizados e da radiação ionizante. A coleta dos elétrons e dos íons positivos formados no volume sensível do detector é feita por meio de campos elétricos e dispositivos apropriados, e serve como uma medida da radiação incidente ao detector (LUIZ TAUHATA, IVAN P.A.SALATI, RENADO DI PROZIO & ANTONIETA DI PRIZIO, 1999).

Tanto no caso de fótons, como no de partículas carregadas, o processo de interação, produz um ou mais elétrons carregando parte (ou toda) energia da radiação. No caso da radiação gama, processos secundários de ionização e excitação irão transferir a energia recebida pelo elétron, para outros átomos e elétrons do meio. Se toda energia da radiação fosse transferida ao meio por processos de ionização e se a energia de ionização fosse constante, o número final de pares elétron-íons produzidos seria exatamente proporcional à energia da radiação incidente. A coleta de toda esta carga eletrônica produzida seria então uma medida da energia (KNOLL, 2010).

Tipicamente, a coleta desta carga envolve a aplicação de um campo elétrico no material detector e o fato de que as cargas (ao menos os elétrons) tenham uma grande mobilidade no meio detector. Gases rarefeitos constituem um desses meios, muito utilizado em diversas formas de detectores. Nos gases, elétrons têm mobilidade muito maior que os íons e são os mais importantes para a detecção. O tempo de coleta de carga nos detectores corresponde a uma característica muito importante dos detectores (KNOLL, 2010).

Entre o instante de produção do par elétron-íon e a coleção dos mesmos (ou dos elétrons) nos eletrodos, vários mecanismos podem alterar o número ou tipo de íons. Os elétrons livres sofrem muitas colisões com outras moléculas neutras do gás, antes de chegar ao anodo. Em muitos gases, como oxigênio, há uma grande probabilidade do elétron se ligar à molécula do gás, produzindo um íon negativo. Íons positivos, assim como os negativos também podem transferir sua ionização para outras moléculas neutras. (KNOLL, 2010).

Enquanto os pares produzidos se encontram próximos, na coluna de ionização produzida pela passagem da partícula ionizante, pode ainda haver recombinação do par formado, o que obviamente diminui a eficiência de detecção. A taxa de recombinação depende do tipo e pressão do gás e do campo elétrico aplicado. Para um dado tipo e pressão de gás, a carga recolhida no eletrodo por unidade de energia cresce com a tensão aplicada, atingindo a saturação, quando a recombinação se torna praticamente desconsiderada (KNOLL, 2010).

Câmaras de ionização operam nesta região de saturação. Como a carga total produzida em um único evento é muito pequena, este tipo de detector tem pouca utilidade da detecção de eventos isolados. Entretanto, se o número de partículas radioativas incidindo no volume do detector for grande, na escala de tempo envolvida na coleção da carga (ms) a corrente produzida será maior, e proporcional à energia total depositada por unidade de tempo no detector. Daí sua grande importância em detectores de dose (LUIZ TAUHATA, IVAN P.A.SALATI, RENADO DI PROZIO & ANTONIETA DI PRIZIO, 1999).

## 2.2.1 CÂMARAS DE IONIZAÇÃO

Para cada categoria de medições, de acordo com o TRS 457, o laboratório deve ter uma câmara de ionização de referência, devidamente calibrada por um laboratório primário e/ou secundário em condições adequadas de funcionamento de acordo com a qualidade de radiação que se quer medir. Uma câmara é considerada adequada para uma determinada qualidade de radiação quando sua variação de resposta esta em conformidade com as especificações recomendadas para detectores de um dosímetro classe de referência (IAEA, 2007).

Câmaras de ionização são o tipo de dosímetro mais usados, pois possuem uma medida precisa, tais como aqueles requeridos em radioterapia. Cada uma dessas câmaras disponíveis comercialmente, em uma variedade de tipos para diferentes aplicações e podem ser construídas, de acordo com a necessidade requerida (ATTIX, 2004).

Ao se aplicar um campo elétrico (gerando-se uma diferença de potencial entre os eletrodos contidos dentro da câmara), na região onde ocorrem a interação da radiação com o gás, estes íons e elétrons irão ser atraídos para os eletrodos negativos e positivos respectivamente. Uma possibilidade de se realizar isso é a geometria de um detector composto de duas placas paralelas como mostra a Figura. 2.1. As câmaras de ionização possuem três eletrodos que delimitam o volume sensível da câmara. O volume sensível é tipicamente da ordem de  $0,1 \text{ cm}^3$  a  $1 \text{ cm}^3$  em câmaras de ionização utilizadas em calibração de feixes clínicos de fótons e elétrons.

As câmaras de ionização podem apresentar várias formas e tamanhos. Os dois tipos de câmaras mais comuns, câmaras cilíndricas e câmaras de placas paralelas, respectivamente.

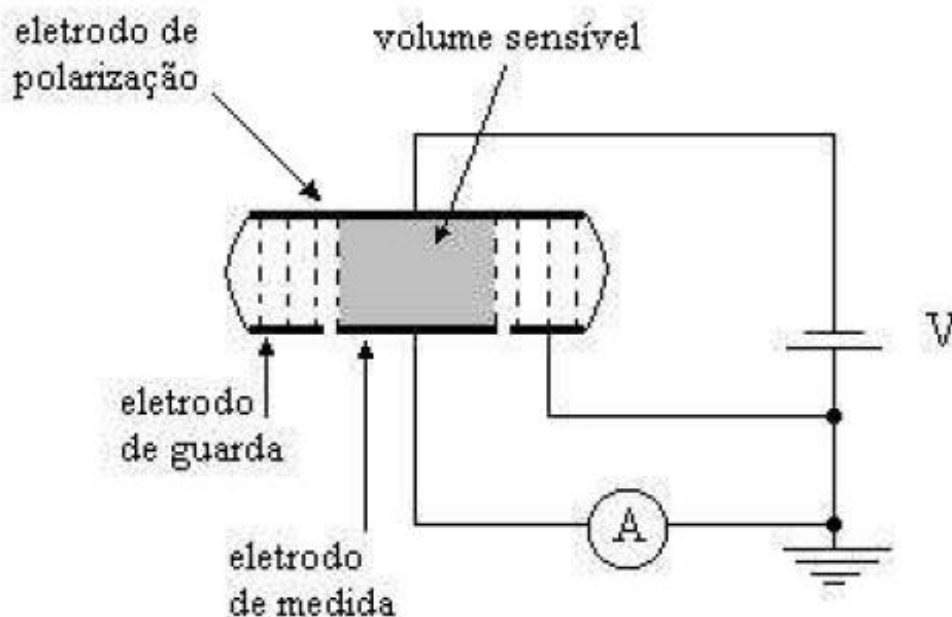


FIG 2.1 Esquema simplificado de funcionamento de uma câmara de ionização. “A” representa o eletrômetro, “V” a fonte de energia.

Pela pequena profundidade da câmara, a taxa de exposição varia pouco com o volume de medida. Comparando a dependência energética dos diferentes tipos de câmaras de ionização, a de placas paralelas apresenta, em geral, uma dependência energética pequena.

O processo de detecção ocorre quando os fótons de radiação eletromagnética penetram no interior da câmara e ionizam o gás (que pode ser o próprio ar), onde uma diferença de potencial gerada faz com que elétrons sejam acelerados em direção ao eletrodo central e os íons positivos em direção à câmara, gerando uma corrente elétrica proporcional à quantidade de fótons que interagem na câmara (KNOLL, 2000).

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

## 2.3 OS RAIOS X

Em 1895, fazendo experiências com raios catódicos, Roentgen notou um brilho em uma peça de vidro que se encontrava a pouca distância do tubo. Notou ainda, além da dependência brilho – ampola, que o brilho persistia mesmo quando a ampola (Tubo) era recoberta de papel preto. Roentgen atribuiu ao aparecimento do “brilho” uma radiação que saía da ampola e que também atravessava o papel preto. A esta radiação desconhecida, mas de existência comprovada, ele deu o nome de raios X.

O uso de uma placa fotográfica em lugar de peça de vidro foi o segundo passo de Roentgen, cujo resultado foi à visualização dos ossos da mão de sua mulher. (LUIZ. SCAFF. A.M, 1997).

Os raios X são produzidos quando elétrons em alta velocidade, provenientes do filamento aquecido, chocam-se com o alvo (anodo) produzindo radiação. O feixe de raios X pode ser considerado como um “chuveiro” de fótons distribuídos de modo aleatório. Os raios X possuem propriedades que os tornam extremamente úteis, na pesquisa atômica, e uma grande soma de informações a respeito da estrutura atômica foi obtida dos estudos de espalhamento e absorção de raios X por átomos (IRVING KAPLAN, 1954).

Abaixo segue uma series de observações feitas por Roentgen a respeito das propriedades dos raios X:

- enegrecem filme fotográfico;
- provocam luminescência em determinados sais metálicos;
- é uma radiação eletromagnética gerada devido ao movimento de uma partícula carregada;
- tornam-se “duros” (mais penetrantes) após passarem por materiais absorvedores, pois assim os fótons de baixa energia não contribuem para dose;
- produzem radiação secundária (espalhada) ao atravessar um corpo;
- propagam-se em linha reta e em todas as direções;
- atravessam um corpo tanto melhor, quanto maior for a tensão (voltagem) do tubo (kV);
- no vácuo, propagam-se com a velocidade da luz;

- obedece a lei do inverso do quadrado da distância ( $1/r^2$ ), ou seja, reduz sua intensidade dessa forma; e
- podem provocar mudanças biológicas, que podem ser benignas ou malignas, ao interagir com sistemas biológicos.

### 2.3.1 O TUBO DE RAIOS X

O tubo de raios X é projetado para gerar por emissão termiônica um grande número de elétrons em um filamento aquecido (IRVING KAPLAN, 1954). Estes elétrons são acelerados por um campo elétrico intenso atingindo um anteparo sólido (alvo metálico) ao serem direcionados devido a uma diferença de potencial, com alta energia cinética. Esses elétrons reduzem sua energia cinética muda de direção emitindo a diferença de energia na forma de radiação X. Muitos elétrons sofrem espalhamento e redução da velocidade, devido à atração do campo elétrico gerado pelo núcleo e a repulsão dos elétrons dos átomos do material alvo. Este tipo de radiação é denominado radiação de freamento. (LUIZ TAUHATA, IVAN P.A.SALATI, RENADO DI PROZIO & ANTONIETA DI PRIZIO, 1999).

O tubo de raios X funciona praticamente como um conversor de energia, pois recebe energia elétrica que converte em raios X e calor. O tubo de raios X possui dois elementos principais que são o cátodo e ânodo. Colocado dentro da ampola de vidro, onde é feito o vácuo (LUIZ TAUHATA, IVAN P.A.SALATI, RENADO DI PROZIO & ANTONIETA DI PRIZIO, 1999).

Na ilustração da Figura 2.2 temos um esquema de um tubo de raios X constituído por uma câmara de vácuo com um filamento de tungstênio numa extremidade do tubo, chamado cátodo, e um alvo de metal, na outra extremidade, chamado um ânodo. A corrente elétrica passa através do filamento de tungstênio, que aquece e emitem elétrons. Uma grande diferença de tensão (medidos em quilovolts) é aplicada entre o cátodo e o ânodo, fazendo com que os elétrons se movam a alta velocidade a partir do filamento para o alvo do ânodo.



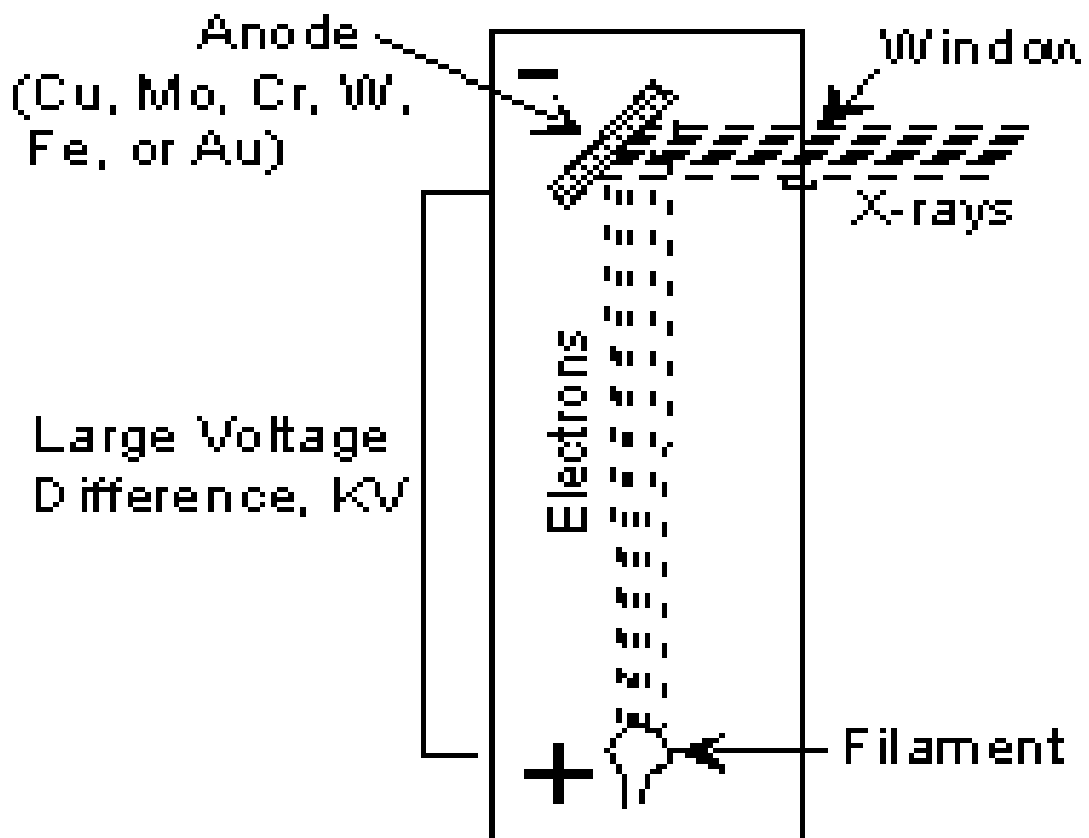


FIG 2.2 Esquema de funcionamento de um tubo de Raios X  
 FONTE: (TULANE UNIVERSITY, 2013).

### 2.3.2 O CÁTODO

O catodo é o eletrodo negativo do tubo. É constituído de um filamento helicoidal de tungstênio que tem alto ponto de fusão (acima de 3.300 °C) e pela capa focalizadora. A área focal (área alvo) deve ser a menor possível para evitar problemas de penumbra. Mas quanto menor, maior será a quantidade de calor por unidade de área do alvo (LUIZ. SCAFF. A.M, 1997). A função básica do catodo é emitir elétrons e focalizá-los em forma de um feixe bem definido (através de um colimador primário), apontado para o anodo. A capa focalizadora é projetada num determinado formato, que quando carregada negativamente possibilita colimar o feixe de elétrons, por meio da força de repulsão. A eficiência da capa focalizadora depende do seu tamanho, da sua forma, da carga aplicada, além de depender da

dimensão, da forma e do posicionamento do filamento interno à própria capa focalizadora. (LUIZ. SCAFF. A.M, 1997).

Os elétrons que saem do catodo são focalizados de modo a fazer com que eles “colidam” no anodo e não em outras partes. A corrente do tubo é controlada pelo grau de aquecimento do filamento (catodo). Quanto mais aquecido for o filamento, mais elétrons serão emitidos pelo mesmo, e maior será a corrente que fluirá entre anodo e catodo. Assim, a corrente de filamento controla a corrente entre anodo e catodo (JOHNS, 1983).

Após a emissão termiônica, os elétrons permanecem na proximidade do filamento, criando uma carga nesta região. Aplicando-se uma diferença de potencial entre o cátodo e ânodo, ocorre o deslocamento dos elétrons que se encontram na carga espacial, em direção ao ânodo, criando um feixe de elétrons (corrente anódica). Este feixe tende a se dispersar devido à repulsão eletrostática entre os elétrons.

### 2.3.3 O ÂNODO

O anodo é o polo positivo do tubo de raios X, podendo ser estacionário ou giratório. Serve de suporte para o alvo e atua como elemento condutor de calor. Quando os elétrons chocam com o ânodo, cerca de 99% da energia cinética é convertida em calor, que deve ser eliminado rapidamente para não fundir o ânodo.

O anodo deve ser de um material (tungstênio) de boa condutividade térmica, alto ponto de fusão e alto número atômico, de forma a otimizar a relação de perda de energia dos elétrons por radiação X e a perda de energia por aquecimento. (JOHNS, 1983).

### 2.3.4 TUBO DE RAIOS X DE ANODO GIRATÓRIO

Os tubos de raios X de anodo giratório são usados em máquinas de alta corrente, normalmente utilizadas em radiodiagnóstico. Na Figura 2.3 temos a representação de um tubo de raios X com ânodo giratório.

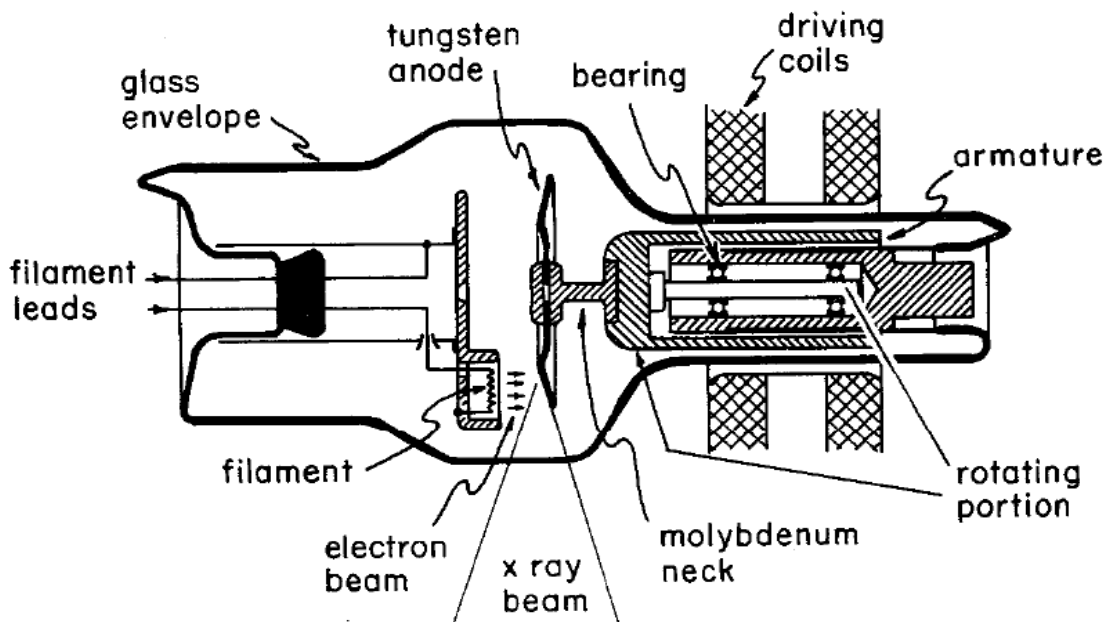


FIG.2.3 Tubo de ânodo giratório adaptado para o diagrama Philips. (JOHNS, 1983).

Desde que o aquecimento limita a potência máxima que pode ser fornecida, alguns equipamentos mais recentes usam um tipo de ânodo giratório. O ânodo é acoplado a um rotor de material magnético, que pode girar em torno de um eixo fixo por meio de pistas com esferas, semelhantes a rolamentos. Na parte externa, núcleo e bobinas fazem conjunto funcionar como um motor de indução. Devido à rotação, a área de incidência dos elétrons no ânodo é continuamente deslocada, permitindo um intervalo para resfriamento e, portanto, uma potência maior para as mesmas dimensões, se comparado com o ânodo fixo (MSCP, 2013).

### 2.3.5 ESPECTROS DE EMISSÃO DE RAIOS X

Os raios X são produzidos numa ampola, devido à interação dos elétrons com os átomos do material do ânodo (tungstênio). Estas interações podem ocorrer por dois processos resultando em dois tipos de radiação X diferentes, bremsstrahlung e característica, respectivamente. A “soma” dos dois tipos de radiação resulta no espectro de emissão de raios X, representado na Figura 2.4.

Na Figura 2.4 pode-se observar, um modelo teórico para o espectro de um feixe de raios X produzido por uma tensão de 100 kV aplicada entre o cátodo e o

alvo de tungstênio, com filtrações diferentes. Pode ser observada a contribuição dos raios X característicos no espectro de energia de um feixe de raios X produzido em um alvo de tungstênio com a formação de picos de grande intensidade. A curva "A" é um espectro teórico que representa somente os raios X de bremsstrahlung, sem considerar a filtração inerente do tubo de raios X. A curva B é um espectro contínuo de raios X de Bremsstrahlung produzido em um alvo de tungstênio, com emissão de picos de raios X característicos, após a passagem pela filtração inerente do tubo de raios X. A curva C resulta de uma filtração total do feixe (inerente mais adicional) de 2,5 mm Al (ATTIX, 2004).

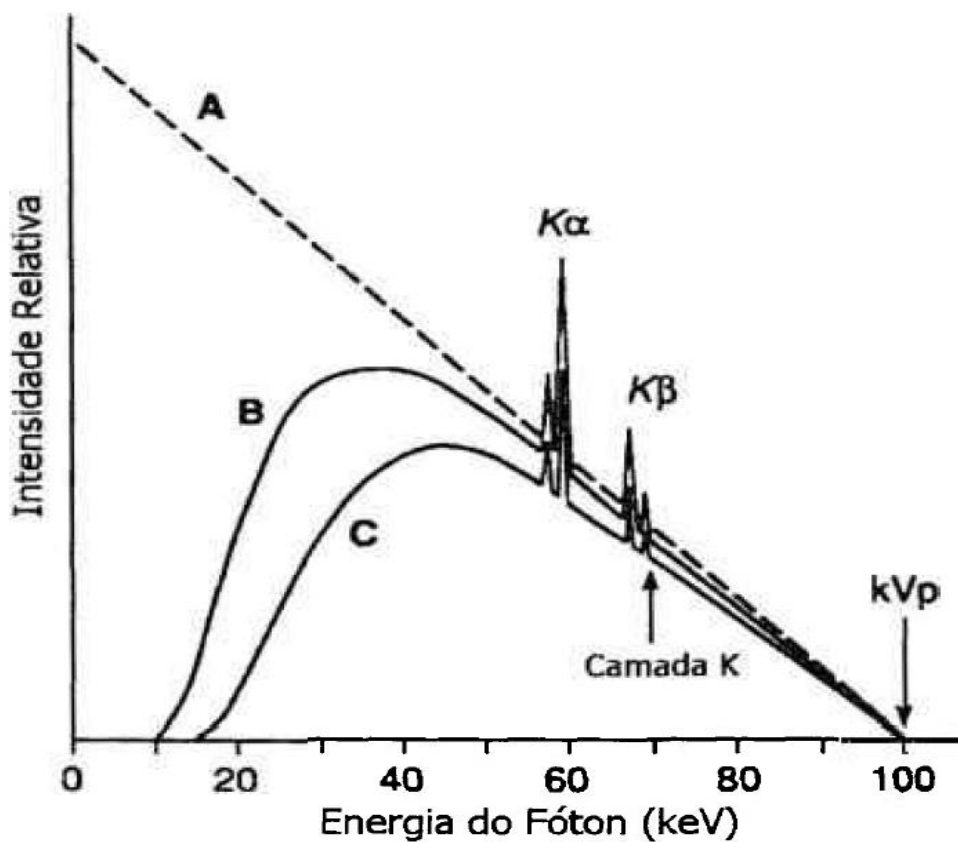


FIG.2.4 Efeitos da filtração do feixe no espectro de raios X.

A curva A é hipotética, considerando somente raios X de Bremsstrahlung. A curva B é o espectro proveniente de um alvo de tungstênio. A curva C resulta quando a filtração total aumenta. As linhas de raios X característicos podem ser vistas nas curvas B e C. (LUIZ TAUHATA, IVAN P.A.SALATI, RENADO DI PROZIO & ANTONIETA DI PRIZIO, 1999).

### 2.3.6 RAIOS X CARACTERÍSTICO

Os raios X característicos são dependentes do nível de energia da eletrosfera do átomo, bem como, da energia de ligação dos elétrons na eletrosfera. Quando um de seus elétrons transita de um estado mais energético para um estado menos energético liberam a energia excedente em forma de um fóton na frequência dos raios X. Essa liberação de energia na forma de raios X pode ocorrer a partir de choques entre elétrons livres e orbitais, onde os elétrons livres incidentes devem possuir energia maior do que a energia de ligação dos elétrons orbitais, fazendo com que esses sejam ejetados de seus respectivos átomos, deixando vacâncias nas camadas em que esses elétrons se encontravam inicialmente.

A vacância gerada devido a retirado do elétron no orbital é imediatamente preenchida por um elétron de um orbital superior. Os elétrons com maiores possibilidades disto são os elétrons da camada "K". A vaga na camada "K", ou "L", é geralmente preenchida com um elétron de uma camada mais externa com a emissão de raios X, característico do núcleo produto (LUIZ TAUHATA, IVAN P.A.SALATI, RENADO DI PROZIO & ANTONIETA DI PRIZIO, 1999).

Ao passar de um estado menos ligado para outro mais ligado, ou seja, de maior energia de ligação, o excesso de energia liberada por meio de uma radiação eletromagnética, cuja energia é igual à diferença das energias entre o estado inicial e o final a esta radiação eletromagnética recebe o nome de raios X característico como é mostrado na Figura 2.5 (JOHNS, 1983).

Os raios X característicos são assim chamados porque são típicos do material e, além disso, homogêneos. Eles sempre têm a mesma propriedade para um dado elemento químico independentemente da intensidade dos feixes primários, sendo a condição necessária para que a radiação apareça é que a radiação primaria tenha uma intensidade mínima (IRVING KAPLAN, 1954).

Em um determinado material alvo, o processo de transição dos elétrons pode ocorrer entre diversas camadas orbitais gerando uma serie de energias características de um mesmo elemento (JOHNS, 1983). Essas energias podem ser identificadas em um espectro de raios X através de picos de contagens nas referentes energias características ( $k_{\alpha}$ ,  $k_{\beta}$ ), que são associadas diretamente ao elemento que as originaram.

Durante o bombardeamento do alvo, todas as possibilidades em termos de geração de fótons acontecem, à medida que temos interações diferentes entre elétrons incidentes com o material do alvo, gerando fótons de diferentes energias.

Se a transição envolver um elétron que parte da camada L para a camada K, o fóton emitido terá uma energia igual à diferença entre as energias de ligação destas camadas ( $h\nu = E_K - E_L$ ) e a transição é chamada de  $K_\alpha$ . Se for um elétron da camada M que preenche a vaga na camada K, a transição é chamada de  $K_\beta$  (JOHNS, 1983).

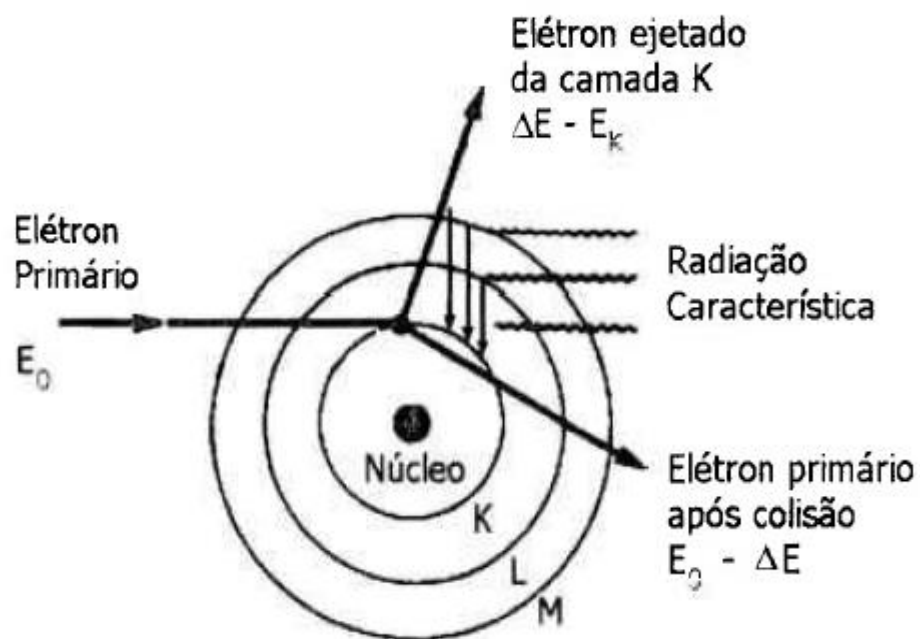


FIG.2.5 Processo de produção de raios X característicos.

### 2.3.7 RAIOS X DE BREMSSTRAHLUNG

O processo de emissão de raios X de bremsstrahlung (radiação de freamento) é o resultado da interação de um elétron de energia cinética alta com um núcleo do alvo. Quando um elétron acelerado passa próximo do núcleo de um átomo constituinte do alvo, o elétron pode ser desviado de sua trajetória pela ação da força de interação eletromagnética com o núcleo e perder uma parte ou toda sua energia, por meio da criação de fótons de Bremsstrahlung, como mostra a Figura 2.6. Quanto mais próximo o elétron passar do núcleo, mais fortemente será

defletido de sua trajetória inicial, transformando uma grande fração de sua energia cinética (até 100 %) em um fóton de raios X (JOHNS, 1983).

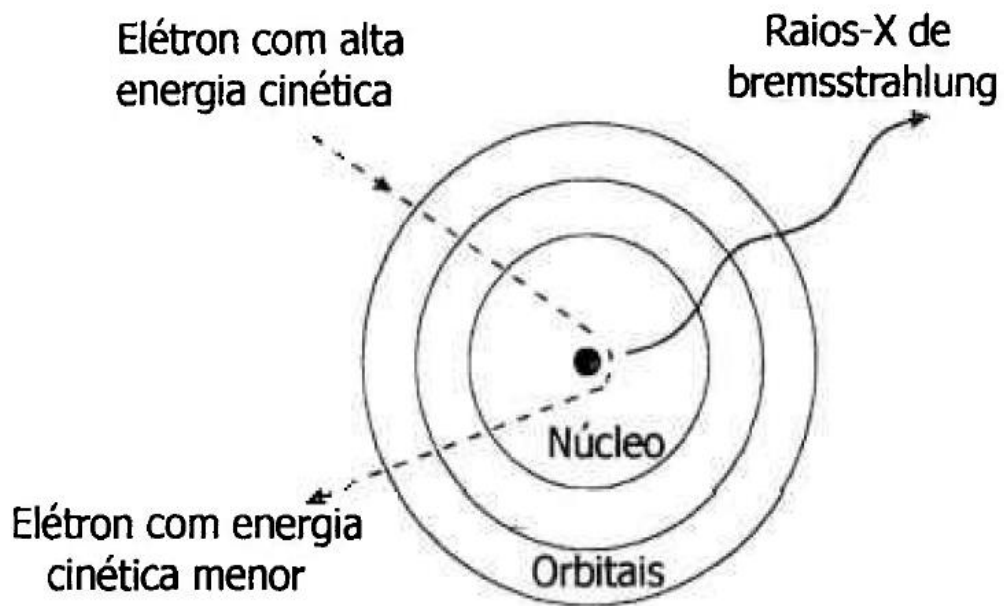


FIG.2.6 Processo de criação de raios X de Bremsstrahlung.

### 2.3.8 A TENSÃO APLICADA A UM TUBO DE RAIOS X

A energia máxima dos fótons emitidos de um tubo de raios X é igual à energia cinética máxima dos elétrons que se chocam no alvo, determinada pela escolha da tensão. Portanto, a qualidade do feixe de raios X produzido é diretamente proporcional à tensão escolhida, pois quanto mais energética for a radiação, maior será a camada semiredutora necessária para reduzir a intensidade do feixe à metade.

A tensão de pico exerce um efeito considerável sobre o espectro, uma vez que afeta diretamente a energia máxima dos fótons emitidos, assim como a energia média do feixe. Em geral, tanto a energia dos raios X de saída como a CSR aumentam com o incremento do potencial do tubo (NICKOLOFF & BERMAN, 1993). Desta maneira, a diferença de potencial relaciona-se diretamente com a capacidade de penetração do feixe de raios X.

Nickoloff e Berman verificaram ainda que para um equipamento com filtração inerente equivalente a 2,5 mmAl e tensão variando entre 60 kV e 140 kV, o valor relativo da CSR aumenta de maneira aproximadamente linear. A Fligura. 2.7 mostra a variação da CSR em função da tensão aplicada ao tubo de raios x, normalizados para a tensão de 80 kV.

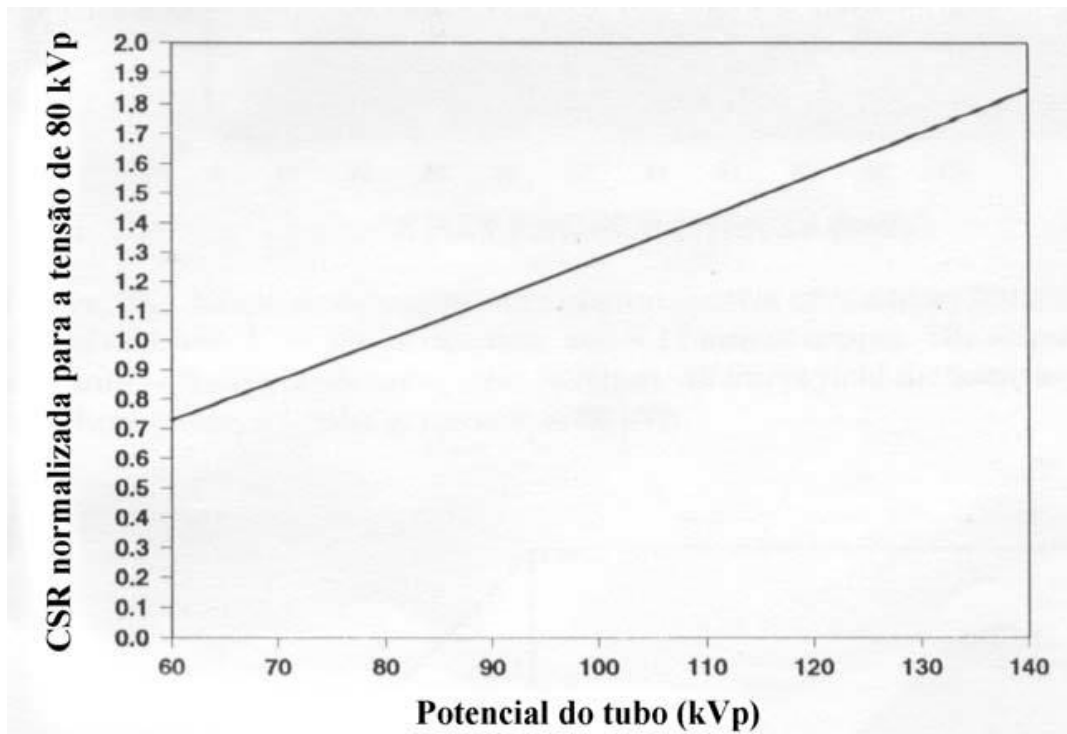


FIG.2.7 Variação da CSR em função do potencial do tubo  
FONTE - NICKOLOFF & BERMAN, 1993.



## 2.4 FILTROS OU ATENUADORES DE ALUMINIO

Espessuras de materiais colocadas propositalmente diante de um feixe de raios X para que parte de sua radiação seja absorvida e que seu espectro seja modificado, são chamados de filtros ou atenuadores.

Quando a intensidade da radiação é reduzida pela absorção de um intervalo particular de sua energia, o processo é chamado de filtração. O feixe primário de raios X emitidos do alvo tem necessariamente que passar através da área de vidro da ampola, óleo e outros materiais antes de sair totalmente da ampola. Portanto, o feixe de radiação sofrerá uma filtração inevitável, é a chamada filtração inerente da ampola (IEC 61267, 2005).

Para a realização dos procedimentos definidos pela International Electrotechnical Commission, é necessária a utilização de filtros de várias espessuras com o objetivo de caracterizar os feixes de cada equipamento de raios X. Adicionando-se filtros é possível se alterar o espectro de um feixe de radiação (IEC 61267, 2005).

## 2.5 RADIAÇÕES DE REFERÊNCIA

Algumas comissões e organizações internacionais são responsáveis por definir e regulamentar vários aspectos de diferentes áreas de aplicação. Para a área das radiações pode-se citar a International Organization for Standardization, que define aplicações para a parte de proteção radiológica (ISO, 1996), a American Association of Physicists in Medicine, para a área de radiobiologia e radioterapia (AAPM, 2001) e a International Electrotechnical Commission (IEC, 2005), que define condições padrão para a área de radiodiagnóstico.

A IEC especifica, também, o desempenho e alguns requisitos relacionados à construção de dosímetros diagnósticos utilizados para medidas de taxa de kerma no ar ou kerma no ar integrado em campos de radiação usados em radiografia convencional, mamografia, fluoroscopia e tomografia computadorizada, para equipamentos de raios X que possuam geradores de até 150 kV de tensão (IEC, 1997).

No Brasil, cada vez mais pesquisas vêm sendo realizadas com a utilização de radiações de referência; assim como Baptista Neto (BAPTISTA NETO, 2005) que mostrou a viabilidade da implantação de radiações de referência da ISO e a calibração de dosímetros pessoais em um equipamento de raios X médico convencional.

Maia e Caldas compararam seus valores experimentais de camada semiredutora (CSR) com os valores exigidos pela IEC de 1994 (MAIA, A. F & CALDAS, L. V. E, 2005). Eles encontraram diferenças nos valores finais, mesmo após a realização de alguns ajustes recomendados por norma. Foram verificadas dificuldades na padronização dos feixes de radiação recomendados por esta norma, que foi revisada e substituída pela atual IEC 61267 de 2005 (MAIA & CALDAS, 2005).

Evandro e Mariano discutiram em seu trabalho, as condições instrumentais e os testes para a implantação das qualidades de radiação mamográficas no LCR. Para tanto, são apresentadas as características do instrumental disponível no LCR e os ensaios realizados para verificar a adequação do sistema aos parâmetros dos referidos documentos da IEC e da IAEA LNMRI (EVANDRO J. PIRES, et al., 2011)

A norma da IEC 61267 é aplicada a procedimentos de teste que, para a determinação das características de equipamentos de radiodiagnóstico médicos, necessitam de parâmetros de feixes de radiação bem definidos. Esta norma expressa os parâmetros em termos da tensão do tubo de raios X, a primeira e segunda camada semiredutoras e o coeficiente de homogeneidade.

Para a implantação das qualidades de um feixe de raios X diagnóstico, algumas características e condições muito bem definidas, que obedecem aos padrões de desempenho exigidos por normas aceitas internacionalmente, devem ser verificadas, no equipamento de raios X, de modo a certificar os parâmetros físicos medidos de acordo com as recomendações do Technical Reports Series (IAEA 457, 2007) e da norma IEC (IEC 61267, 2005), que trata das radiações de referência voltadas para o radiodiagnóstico médico convencional, tomografia computadorizada e mamografia. Esta padronização internacional dos feixes de radiação permite que um equipamento seja calibrado e analisado em diferentes laboratórios sob as mesmas condições e características de radiação. Assim,

implantar uma radiação de referência significa reproduzir os parâmetros obtidos nos laboratórios primários respeitando-se os limites de tolerância.

Na Tabela 2.1 são mostradas as qualidades de radiação utilizadas para calibrações para radiologia diagnóstica, juntamente com as suas possíveis aplicações, de acordo com a IEC 61267.

**TAB.2.1 Qualidades de radiação para calibrações de dosímetros em diagnóstico.**

<b>Qualidade de radiação</b>	<b>Origem da radiação</b>	<b>Material da filtração adicional</b>	<b>Aplicação</b>
RQR	Feixe de radiação emergente do Tubo de raios X.	Sem phantom.	Aplicações em radiografia, fluoroscopia e odontológica Geral (medições livres no ar).
RQA	Feixe de radiação com uma filtração adicional.	Alumínio.	Medições por trás do paciente (no intensificador de imagem).
RQT	Feixe de radiação com uma filtração adicional	Cobre.	Aplicação em CT (medições livres no ar).
RQR-M	Feixe de radiação emergente do Tubo de raios X.	Sem phantom.	Aplicações em mamografia (medições livres no ar).
RQA-M	Feixe de radiação com uma filtração adicional.	Alumínio.	Estudos em mamografia.

Fonte: IAEA 457, 2007,

As radiações de referência definidas como RQR representam o feixe de radiação após sofrer atenuação pela adição de filtros de alumínio considerando suas espessuras calculadas previamente.

O número da RQR é relacionado com a tensão de pico prático do tubo de raios X de acordo com a Tabela 1 e deve ser calculado com incertezas máximas de 1,5 % ou 1,5 kV para um fator de abrangência k igual a 2 (IAEA, 2007).

Implantar uma radiação de referência significa reproduzir os parâmetros obtidos nos laboratórios primários respeitando-se os limites de tolerância. Para cada radiação de referência existem alguns requisitos que devem ser aplicados para que esta seja considerada implantada. Os limites de tolerância para a 1ª CSR são de  $\pm 3\%$  e para os coeficientes de homogeneidade são de  $\pm 0,03$  (adimensional). O material do anodo deve ser o tungstênio ou uma liga rica em

tungstênio com até 10 % de rênio e sua angulação não deve ser menor que 9° (IAEA, 2007).

## 2.6 CAMADA SEMIRREDUTORA E COEFICIENTE DE HOMOGENEIDADE

Para a definição de uma qualidade de radiação, é necessário determinar e especificar uma série de parâmetros, como a tensão aplicada ao tubo, a filtração total, a primeira e a segunda camadas semirredutora (CSR), e o coeficiente de homogeneidade.

A primeira camada semirredutora (CSR1) é definida como a espessura de um material específico que atenua a intensidade do feixe de radiação à metade do seu valor inicial medido sem qualquer absorvedor (JOHNS, 1983). A contribuição de toda radiação espalhada, ou outra fonte que podem estar presentes no feixe devem ser consideradas de modo a corrigir sua influência; portanto é importante que o volume sensível da câmara de ionização utilizada seja o menor possível, de modo a minimizar os efeitos indesejáveis da radiação espalhada (IAEA, 2007), também é importante que a câmara apresente boa estabilidade nas medidas e baixa dependência energética, devido à presença de um espectro heterogêneo em energias em feixes de raios X.

A segunda camada semirredutora é definida como a espessura de um material específico que atenua a intensidade do feixe de radiação a um quarto do seu inicial subtraída do valor da 1ª CSR deste mesmo material (IAEA, 2007); na área de radiodiagnóstico é muito comum expressar a CSR em termos de milímetros de alumínio.

Portanto, caracterizar uma distribuição espectral por meio da tensão do equipamento de raios X a 1ª CSR e a 2ª CSR é uma exigência, a fim de evitar qualquer ambiguidade entre feixes distintos de radiação, pois dois tubos com a mesma tensão e 1ª CSR podem apresentar distribuições de espectros de energia completamente diferentes, devido a diferenças existentes no desgaste entre eles em termos da angulação efetiva do anodo, filtração inerente, etc (IEC 61267,2005).

## 2.7 ENERGIA EFETIVA DO FEIXE DE RADIAÇÃO

A energia efetiva é energia de um feixe heterogêneo obtida com a camada semiredutora igual à de um feixe monoenergético.

A qualidade de um feixe de radiação X é caracterizada normalmente pelo potencial do tubo, filtração total e a primeira camada semiredutora (CSR). O conceito de energia efetiva também pode ser utilizado como um valor único de energia, para caracterizar a distribuição espectral de um feixe de radiação.

Um feixe estreito de fótons monoenergético com uma intensidade de incidência  $I_0$ , penetrando um material de massa (m) e espessura (x) e densidade  $\rho$ , emerge com intensidade dada por uma atenuação exponencial dada pela equação 2.1.

$$\frac{I}{I_0} = e^{-(\mu/\rho)x} \quad (2.1)$$

Esta equação pode ser reescrita como

$$\mu/\rho = \ln\left(\frac{I_0}{I}\right) x^{-1} \quad (2.2)$$

Ao se propagar por meio da matéria, um feixe de radiação eletromagnética ionizante sofre redução na sua intensidade, dizemos que o feixe foi “atenuado”.

A camada semiredutora é a espessura do material que faz com que a radiação incidente seja reduzida a metade.

Para  $I = \frac{I_0}{2}$  (condição em que a intensidade de radiação é reduzida à metade da radiação incidente) temos que  $x = \text{CSR}$ .

$$\mu/\rho = \ln\left(\frac{I_0}{\frac{I_0}{2}}\right) x^{-1} \quad (2.3)$$

Assim,

$$\mu/\rho = \ln(2) \text{ CSR}^{-1} \quad (2.4)$$

Podemos reescrever a equação 2.4 de modo mais resumido, como segue abaixo.

$$\mu/\rho = 0,693 \text{ CSR}^{-1} \quad (2.5)$$

Assim, conhecendo-se a camada semiredutora é possível determinar o coeficiente de atenuação em massa para o material a qual se deseja estudar bem como a energia efetiva do feixe por meio de uma interpolação de valores que são tabelados.

## 2.8 DOCUMENTOS IMPORTANTES EMPREGADOS NA ÁREA DE RADIODIAGNÓSTICO

### 2.8.1 NORMA IEC 61267

A IEC publicou, em 2005, uma norma revisada intitulada Medical diagnostic X-ray equipment – Radiation conditions for use in the determination of characteristics, que precede a norma IEC 1267 e que fornece informações necessárias a respeito das qualidades de radiação X a serem implantadas em laboratórios de calibração de instrumentos.

A diferença que se observa na versão atual em detrimento a versão antiga é que, na antiga, nas qualidades de radiodiagnóstico, a filtração adicional era a mesma em qualquer sistema, e cada laboratório que implantasse essas qualidades deveria determinar sua CSR. Na versão atual dessa norma, a IEC coloca a CSR como um valor a ser alcançado, e a filtração adicional de cada sistema deve então ser determinada, de tal forma a alcançar esse valor. Como a CSR está diretamente relacionada com a energia efetiva do feixe, isso acaba sendo mais adequado, já que assim tem-se a garantia de que todos os sistemas de radiação X utilizados na calibração de instrumentos possuem a mesma energia efetiva.

Assim, para a realização deste trabalho foram utilizados, nessa norma, os capítulos 11 a 14, nos quais são apresentadas as condições para implantação das qualidades de radiação não atenuadas na faixa de radiodiagnóstico.

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

A validade dos resultados da medição depende grandemente das propriedades metrológicas do instrumento, determinadas na sua calibração. O intervalo dos valores atribuídos ao mensurando é o intervalo dos valores dos padrões que teriam dado a mesma indicação.

**TAB.2.2 Caracterização da qualidade de radiação - Série RQR.**

<b>Qualidade de radiação</b>	<b>Tensão do Tubo de Raios X (KV)</b>	<b>Primeiro CSR (mm Al)</b>	<b>Coefficiente de homogeneidade</b>
RQR 2	40	1.42	0.81
RQR 3	50	1,78	0.76
RQR 4	60	2.19	0.74
RQR 5 *	70	2.58	0.71
RQR 6	80	3.01	0.69
RQR 7	90	3.48	0.68
RQR 8	100	3.97	0.68
RQR 9	120	5.00	0.68
RQR 10	150	6.57	0.72

\* Este valor é geralmente selecionado como a qualidade da radiação de referência para feixes não atenuados para aplicações de radiologia em geral

(Fonte: IAEA, 2007).

## 2.8.2 CÓDIGO DE PRÁTICA TRS 457

O TRS 457 (Technical Reports Series N<sup>o</sup> 457) descreve sobre implantação das qualidades de radiação para a determinação do kV, da primeira e da segunda camada semiredutora, bem como o coeficiente de homogeneidade. Os limites aceitáveis para implantação das qualidades de radiação apresentado no TRS 457, dentre outros fatores e regras a serem seguidas num laboratório de calibração de dosímetros. Este documento apresenta também as exigências em termos de filtração adicional para a obtenção da camada semiredutora, aparelhagens e performances dos instrumentos e limites das incertezas para um laboratório de calibração secundário, Secondary Standards Dosimetry Laboratories (SSDL) para a área de radiodiagnóstico.

Esta norma foi publicada no ano de 2007 pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) cujo título é *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*. Essa publicação, além de apresentar algumas das grandezas físicas, formalismo, definições e instrumentação utilizados em dosimetria das radiações, é um código de prática para a implantação das qualidades utilizadas na calibração de instrumentos na área de radiodiagnóstico em laboratórios de padronização secundária e também para a realização de dosimetria clínica.

Para da implantação de qualidades o TRS 457 segue as recomendações da norma IEC 61267, apresentando os métodos e procedimentos a serem seguidos, por um laboratório padrão secundário quando este deseja implantar, em seu sistema de radiação X, qualidades de radiodiagnóstico convencional, mamografia e tomografia computadorizada. Esse documento apresenta os padrões a serem seguidos por um laboratório de calibração secundário, para que este possa realizar esta função, assim como procedimentos tanto para a calibração de instrumentos nesses laboratórios como também para a realização da dosimetria de pacientes em clínicas e hospitais.

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

### 2.8.3 PORTARIA 453

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

Com a expansão do uso das radiações ionizantes na medicina e na odontologia no país, bem como os riscos inerentes ao uso das radiações ionizantes e a necessidade de se estabelecer uma política nacional de proteção radiológica na área de radiodiagnóstico é de suma importância.



A portaria 453 impõem as regras que devem ser adotadas quanto à utilização da radiação X em radiodiagnóstico médico e odontológico, no Brasil, tendo em vista a expansão do uso das radiações ionizantes na medicina e odontologia no país.

É de grande importância que as práticas que dão origem a exposições radiológicas na saúde sejam efetuadas em condições otimizadas de proteção, de acordo com os órgãos regulatórias do Ministério da Saúde, relacionadas à produção, comercialização e utilização de produtos e equipamentos emissores de radiações ionizantes. (ANVISA, 1998).

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

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

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

### 3. MATERIAIS E METODOS

Um dos fatores importantes que foram considerados durante a implantação das radiações de referência em um tubo de raios X diagnóstico médico, foi definir um procedimento que fosse facilmente executável, mesmo para instalações com recursos financeiros limitados. Tal consideração não foi esquecida em nenhum momento no decorrer desta investigação.

A metodologia para estudo da viabilidade de implantação de radiações de referência, em um equipamento de raios X diagnóstica médico para calibração de dosímetros, consistiu dos seguintes passos:

- Execução de testes para controle de qualidade da máquina de raios X diagnóstico médico.
- Verificação do alinhamento do eixo central do feixe de raios X,
- Verificação da exatidão e da repetibilidade da tensão do tubo
- Verificação da exatidão da tensão e do tempo de exposição;
- Verificação da uniformidade do campo de radiação;
- Verificação da radiação espalhada;
- Inserção da filtração adicional necessária para alcançar as radiações de referência, conforme orientação das normas e recomendações;
- Comparação dos resultados.

#### 3.1 INSTALAÇÃO

O Laboratório de Ciências Radiológicas da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (LCR - UERJ), com o apoio da IAEA, instalou um laboratório para calibração de dosímetros empregados na área da radiologia. O laboratório está rastreado ao Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (LNMRI - IRD) e, portanto, à Rede Internacional de Metrologia. Além disso, o laboratório faz parte da Rede Nacional de Metrologia na área de radiodiagnóstico, coordenada pelo LNMRI.

A metodologia deste trabalho segue os passos descritos nos documentos do IAEA e na norma da IEC 61627.

Para a implantação de um conjunto de qualidades, alguns procedimentos devem ser seguidos para a Caracterização das Qualidades do feixe Radiação, de modo que haja uma padronização da grandeza física a ser medida.

O Laboratório de Ciências Radiológicas dispõe de um tubo de raios X diagnóstico com anodo giratório da marca INTECAL, modelo AF500MA, número de serie 142-0, na faixa de operação de radiodiagnóstico clínico (que opera na faixa de 40 a 120 KV), com a corrente elétrica podendo variar entre 50 a 300 mA. A Figura 3.1 representa este sistema de radiação X com a câmara de ionização de referência (câmara monitora) do fabricante PTW posicionada na frente da saída do tubo de raios X.

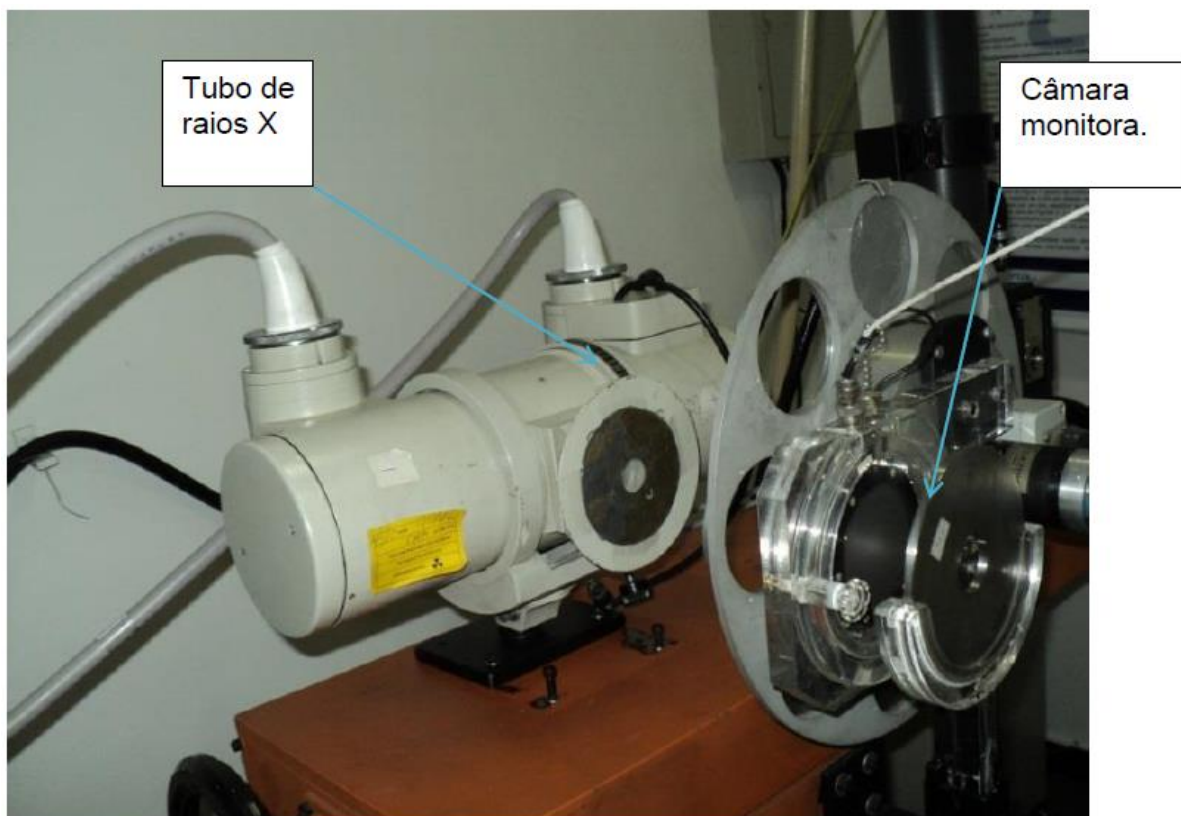


FIG 3.1 Tubo de raios X modelo AF500MA na faixa de operação de radiodiagnóstico clínico (40 kV a 120 kV).

O tubo de raios X foi acoplado a um gerador de alta frequência do fabricante Casa do Radiologista.

O sistema de radiação foi instalado em duas salas, onde uma fica o tubo de raios e a outra sala fica um painel de controle, onde é selecionado a quilovoltagem (kV) a miliamperagem (mA) e o tempo (mAs) e também onde é acionado o “disparo” do feixe

### 3.2 ALINHAMENTOS DO SISTEMA DE RADIAÇÃO E POSICIONAMENTO DOS COLIMADORES

O alinhamento do campo de radiação foi feito com o uso de um equipamento laser, onde foi centralizado o sistema. Este procedimento foi escolhido, visto a dificuldade de se obter o alinhamento entre o campo luminoso e o campo de radiação neste tubo de raios X. Então, devido aos desvios entre o campo luminoso e o campo de radiação, foi projetado o uso do laser visando também aproveitar o arranjo que já estava montado para as qualidade de radiação de mamografia.

Foi adicionado na saída do tubo um colimador de chumbo com o diâmetro de 2,5 cm, de modo a caracterizar um campo de radiação de 10 por 10 cm a uma distância padrão de um metro, e também com o objetivo de reduzir o efeito da radiação espalhada.

O diâmetro dos colimadores, bem como o seu posicionamento no arranjo de radiação, foram calculados com a finalidade de se obter um tamanho de campo citado acima.

A geometria de colimação define um campo de aproximadamente 100 mm de diâmetro no plano da câmara de ionização a ser irradiada, a 100 cm de distância do alvo do tubo de raios X. Os diâmetros do orifício do segundo colimador foram calculados por semelhança de triângulos, considerando o alvo do tubo pontual.

Um par de colimadores fixos de aço, (um de formato cônico), foi utilizado para tornar o feixe paralelo, com a maior precisão possível, para as trajetórias das partículas, a definir o tamanho do campo.

### 3.3 CARACTERIZAÇÕES DO PERFIL DO CAMPO DE RADIAÇÃO

Para a caracterização de qualidades de radiação, é necessário verificar se o campo de radiação produzido pelo feixe de raios X obedece às seguintes condições:

- dimensão do campo adequada, considerando o detector a utilizar;
- uniformidade; e
- homogeneidade.

O procedimento para testar se o feixe de radiação segue estes critérios, é listado a seguir:

- foi utilizado filmes radiográficos Agfa, para verificação do alinhamento do feixe e medidas de tamanho de campo. Este foi colocado a 1 metro do foco da ampola de raios X;
- utilizou-se um colimador na saída do tubo e, outro colimador após o tubo, que permita obter a 1 metro do foco da ampola, um campo de radiação;
- a posição do filme permanecerá fixa ao longo dos eixos, horizontal e vertical, permanecendo sempre a 1 metro do foco da ampola. Foi selecionado uma técnica para fazer a leitura da densidade óptica de 50 kV, 100 mA e 10 mAs;
- depois de percorrer toda a dimensão do campo de radiação no filme que foi irradiado, as medições efetuadas devem ser expressas em função da posição do detector. Obtém-se assim um gráfico que permite caracterizar o perfil do campo;
- os limites máximo e mínimo do feixe de radiação obtidos a 50 %, relativamente ao valor máximo medido, indicam o diâmetro do campo de radiação a 1 metro do foco da ampola;
- se os valores medidos em cada posição não variarem mais que 5 %, ou seja, se o campo de radiação apresentar uma forma constante (patamar) ao longo de toda a sua dimensão, o campo diz-se uniforme;
- se verificada a uniformidade do campo em ambos os eixos, horizontal e vertical, o campo diz-se homogéneo.

### 3.4 MEDIDAS DE TENSÃO

Para verificar a medida de tensão no tubo de raios X clínico, fez-se o uso de dois procedimentos: medidas de kV usando um dispositivo invasivo e medidas de kV usando um dispositivo não invasivo.

De preferência um dispositivo invasivo é utilizado para avaliar a precisão e estabilidade da tensão de tubo de raios X medido como a tensão. Este dispositivo deve ser capaz de medir a tensão para menos de 1,5 % ou 1,5 kV (para um fator de abrangência  $k = 2$ ) consoante o que for maior. Alternativamente, um dispositivo não invasivo pode ser utilizado.

#### 3.4.1 MEDIDAS INVASIVAS DE TENSÃO

Para efetuar as medidas de kV de modo invasivo foi usado um divisor de alta tensão CC, marca Radical Corporation, modelo DYNALYSER III U e nº de série 74-001279, que opera na tensão máxima de 150 kVp. O sistema de monitoração invasivo Dynalyser é acoplado entre o gerador e o tubo de Raios X, como mostra a FIG 3.2.

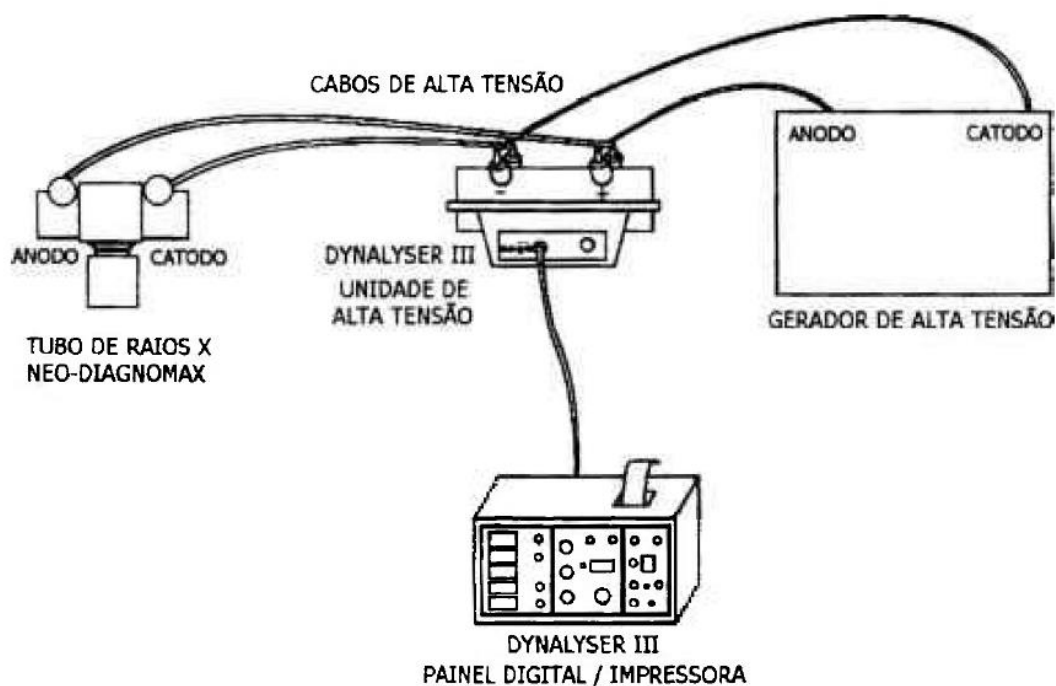


FIG 3.2 Representação esquemática da instalação do sistema de monitoração invasivo Dynalyser.

O medidor de tensão invasivo permite obter a forma de onda da tensão aplicada, da corrente anódica e da corrente do filamento. Assim, pode-se avaliar o valor da tensão aplicada, o “ripple”, o valor da corrente anódica e o tempo de exposição. O medidor invasivo de tensão somente é empregado após a manutenção do equipamento de raios X ou para realização de uma calibração fina.

Avaliou-se na medida invasiva da tensão, a tensão (kV), que esta relacionado com o valor máximo encontrado na forma de onda da tensão aplicada durante o tempo de exposição.

Para verificar, se o valor de kV que é selecionado no painel corresponde ao real valor aplicado ao tubo de raios X foi feito o calculo do kV invasivo , utilizando o divisor de alta frequência (Dynalyser).

Plotou-se um gráfico para o ajuste linear das medidas onde no eixo das ordenadas foi colocado o valor nominal e nos eixos das abscissas o valor medido.



FIG 3.3 Medidor de tensão invasivo Dynalyser.

O dispositivo Dynalyser foi conectado ao tubo de raios X, na saída do catodo e do anodo, como indicado na Figura 3.3.

A aquisição dos dados foi efetuada usando um osciloscópio de armazenamento digital da Marca Tektronix serie TDS200B, acoplado a saída A+C do divisor de alta tensão. Na Figura 3.4 é mostrado uma figura esquemática do osciloscópio utilizado neste trabalho e as indicações dos botões de funções básicas que foram utilizadas.

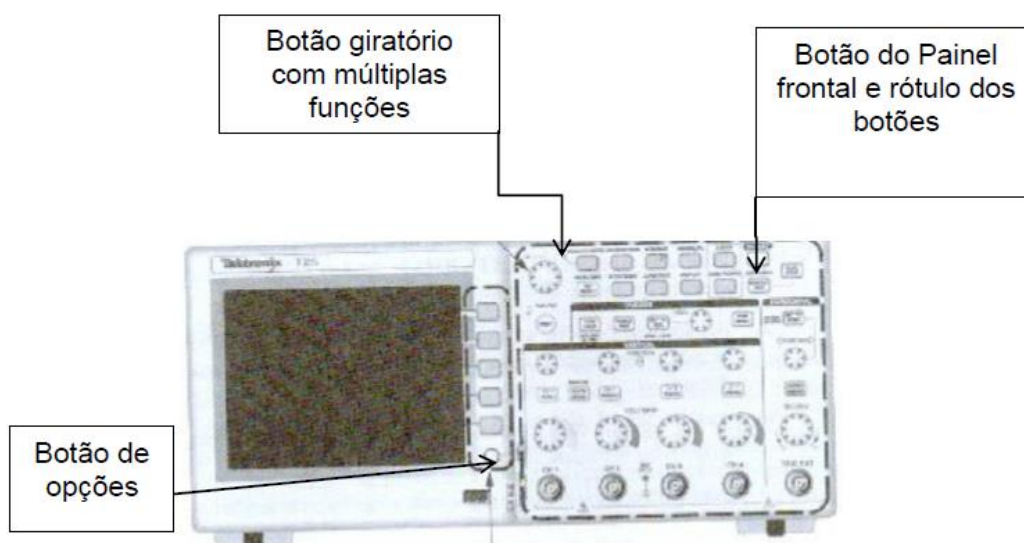


FIG 3.4 Medidor de tensão invasivo Dynalyser.

Selecionou-se no osciloscópio a função de leitura pico a pico, observando-se que a leitura da escala do Dynalyser foi dada como 1 volt por divisão e a cada 1 volt corresponde na leitura 20 kV, foi realizada uma regra de 3 simples para se obter a leitura real da medida de kV.

Foram feitas uma série de 5 medidas para cada qualidade RQR onde o valor tido como referência foi dado como o valor médio da série das 5 medidas.

Após efetuar estas medidas, foi plotado um gráfico em que o eixo das ordenadas o valor nominal da medida de kV aplicado ao tubo de raios X e na abcissas o valor medido pelo método invasivo.



Assim obteve-se uma equação da reta onde pode ser feito o ajuste do valor a ser selecionado no painel para se obter o valor real de kV para a realização das medidas.

### 3.4.2 MEDIDAS NÃO INVASIVAS DE TENSÃO

Para a medida não invasiva do kV, foram utilizados dois equipamentos distintos para realizar a leitura: um divisor de tensão da marca Keithley e um semicondutor de estado solido Diavolt Universal.

O divisor de tensão da marca Keithley modelo 35080B foi acoplado a um eletrômetro modelo 35080 A. Este pode ser usado para testes de conformidade de equipamentos de raios X, instalação e configuração de novos equipamentos, manutenção preventiva, medidas de garantia de qualidade radiográfica.

O equipamento realiza medições em todas as modalidades: mamográficas, dental, radiográficos, fluoroscopia, CT, e intensificadores de imagem.

A Figura 3.5 mostra o equipamento utilizado para medias de kV contendo um eletrômetro modelo 35050 A (Painel frontal), o divisor de kV e uma câmara de ionização de placas paralelas de dupla face.

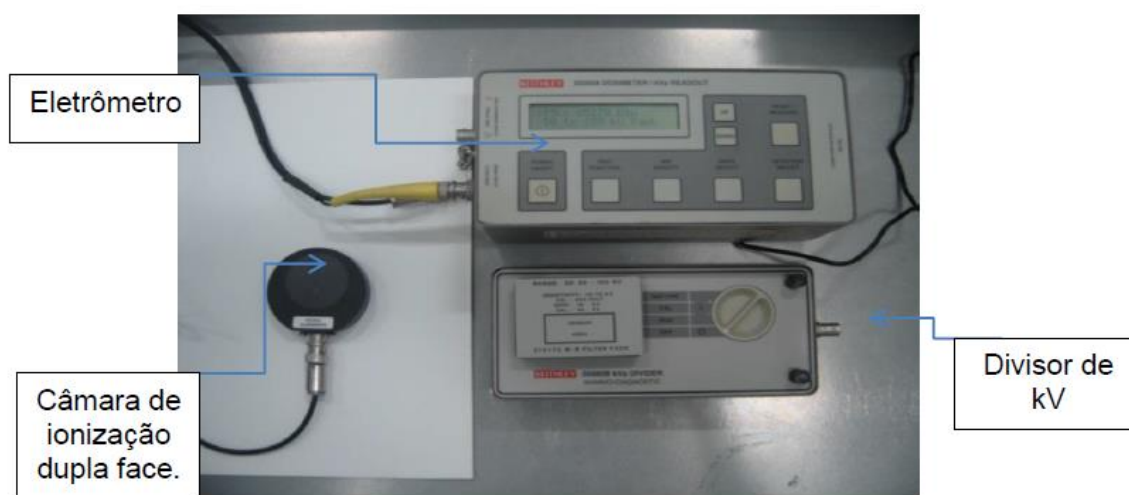


FIG 3.5 Equipamento utilizado para medias de kV.

A Figura 3.6 mostra o diagrama esquemático do eletrômetro do Modelo 35050A com a vista do painel frontal que é basicamente dividido em duas seções: botões de controle e de exibição.

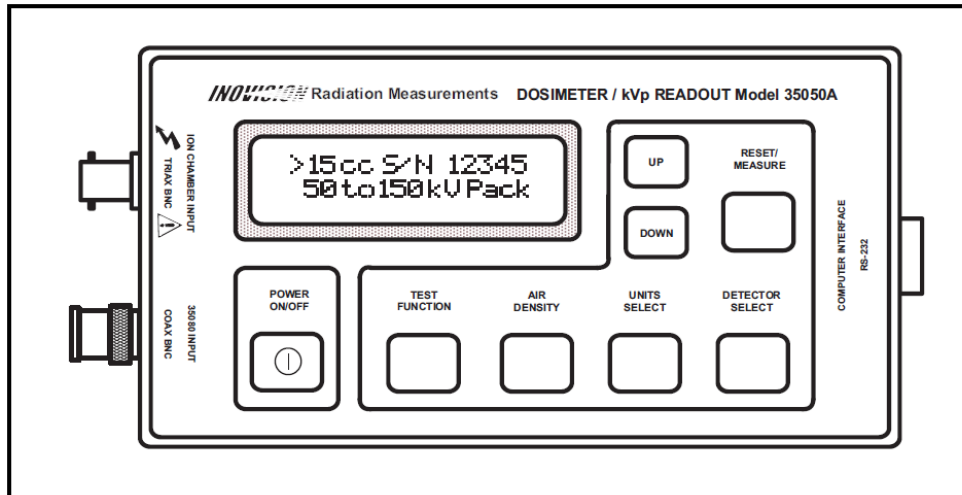


FIG 3.6 Painel frontal do eletrômetro modelo 35050A

A câmara de ionização de placas paralelas da marca Keithley modelo 96035B e número de série 85270 é revestida de grafite acrílico é mostrada na Figura 3.7, com as indicações de suas dimensões. É um modelo de câmara de ionização de dupla face em que apresenta uma resposta plana adequada tanto para diagnóstico radiográfico e mamografia.

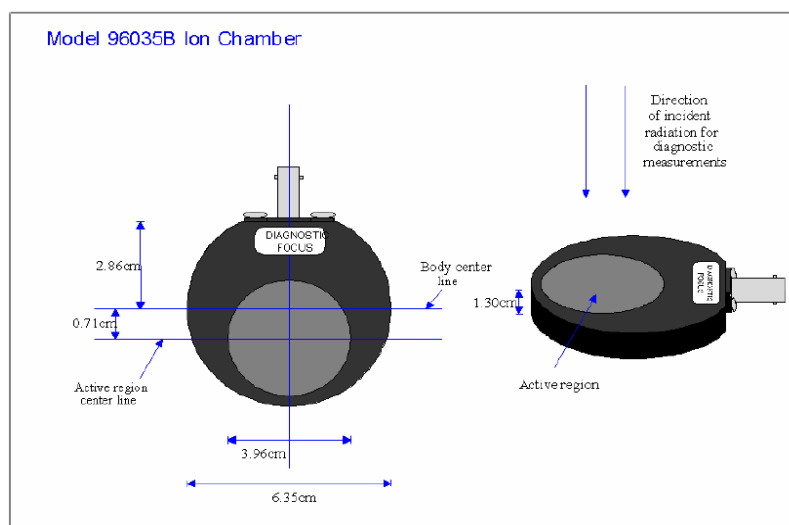


FIG 3.7 Câmara de ionização da marca Keithley

Para efetuar as medidas, o leitor de kV, foi posicionado em frente a saída do tubo de raios X como é mostrado na Figura 3.8.



FIG 3.8 Posicionamento do leitor de kV

Para a leitura da grandeza kV foi selecionada a função correspondente e em seguida, foi realizado um conjunto de 5 leituras para obter o valor médio para a medida. O valor selecionado no painel para o kV foi ajustado de acordo com o valor de ajuste realizado com o leitor de tensão invasivo.

O semicondutor de estado solido Diavolt Universal, é um equipamento de múltipla função usado para realizar controle da qualidade de equipamentos de raios X. Ele em seu display oferece funções de medidas que podem ser utilizado em radiologia convencional, tomografia computadorizada, fluoroscopia, raios X dental, raios X dental panorâmico, e mamografia. Neste caso o foco de estudos foi para a qualidade de Raios X convencional.

O equipamento da marca PTW Diavolt Universal, modelo T43014 número de série 01203 são pequenos cristais que respondem instantaneamente à radiação;

eles produzem sinais relativamente grandes com baixas quantidades de interações da radiação, são rígidos e não requerem correção de pressão atmosférica.

### 3.5 VERIFICAÇÃO DA CONTRIBUIÇÃO DA RADIAÇÃO ESPELHADA

Para a determinação da contribuição do espalhamento, usou-se a própria câmara de referência na distância definida segundo os documentos usados para a implantação das qualidades de radiação, para a calibração, 100 cm, adotando-se o método do cone de sombra. Empregou-se um anteparo de chumbo de 1,6 mm de espessura, posicionado na frente da câmara de ionização, a fim de bloquear o feixe primário de raios X. Foram realizadas duas séries de 10 medidas de kerma no ar, sendo uma com anteparo de Pb e outra sem o anteparo. Para ambas as séries de medidas, o tubo de raios X operou com tensão de 70 kV e corrente de 200 mA e o tempo das medidas foi de 500 ms. A contribuição do espalhamento foi determinada pela comparação entre as medidas realizadas com e sem o anteparo de chumbo.

### 3.6 A FILTRAÇÃO ADICIONAL

A determinação da filtração adicional, esta descrita no TRS 457, mas tomou-se também como base para o nosso trabalho a descrição utilizada pelo código de prática da IEC 61267, o qual apresenta o método de obtenção da filtração adicional de forma mais detalhada.

A filtração adicional é uma filtração variável. É constituída por placas atenuadoras de alumínio de diferentes espessuras, que são utilizadas para obter a curva de atenuação de um feixe de raios X, para uma dada qualidade de radiação.

O primeiro passo é construir uma curva de atenuação para determinação da quantidade de filtração a ser adicionada no tubo de raios X, de modo a se obter a primeira camada semiredutora (CSR1) e o coeficiente de homogeneidade (h) requerido.

A câmara de ionização de placas paralelas utilizada é da marca Keithley Modelo 96020C que foi acoplada a um eletrômetro da marca Keithley modelo 6517A, um ligado na câmara monitora e o outro na câmara de referência. Foi

posicionada a um metro (1m) do tubo (distância de calibração), com a janela de Mylar voltada para o feixe.

Posicionou-se o centro geométrico do volume sensível da câmara de ionização a uma distância de 100 cm do ponto focal do equipamento de raios X e perpendicular ao eixo central do feixe. O feixe de radiação foi colimado para se obter um campo de forma a cobrir todo o volume sensível da câmara de ionização

Foram realizadas medidas da taxa de kerma no ar para cada situação, iniciando-se sem qualquer filtro adicional ( $K_0$ ) e, em seguida, adicionaram-se filtros de alumínio de espessuras bem definidas.

Foram utilizados filtros de alumínio de alta pureza da fabricante Goodfellow (Figura 3.10) com pureza de 99,99 %, cada filtro foi numerado a fim de facilitar sua identificação.

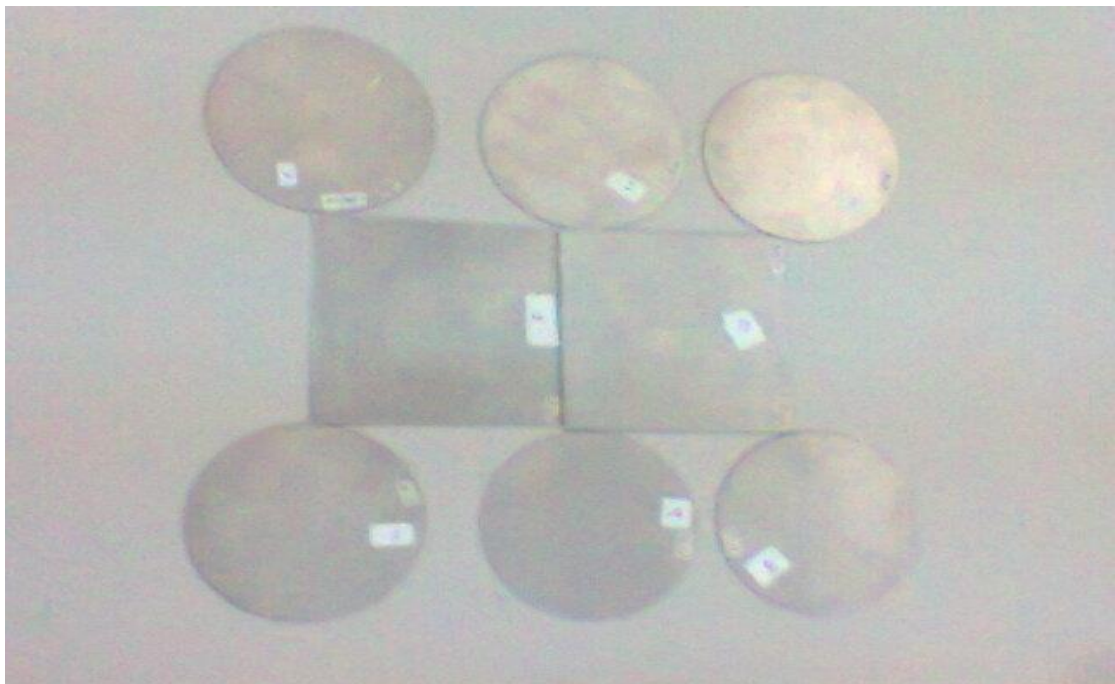


FIG 3.9 Filtros com espessuras diferentes.

Cada filtro teve sua espessura medida, onde foi feita uma série de 5 medições no entorno do filtro e utilizou-se o valor médio dessas 5 medições

Em seguida, variando-se as espessuras do atenuador de alumínio, foram obtidas as intensidades de radiação para cada espessura  $K_d$ . Os filtros foram

posicionados exatamente no ponto médio entre a câmara de ionização e o ponto focal do equipamento de raios X, um colimador adicional foi posicionado antes dos filtros de modo a direcionar e suavizar feixes de radiação e um logo após os filtros para reduzir a influência da radiação espalhada por estes (Figura 3.10), reduzindo também o tamanho do campo de radiação.

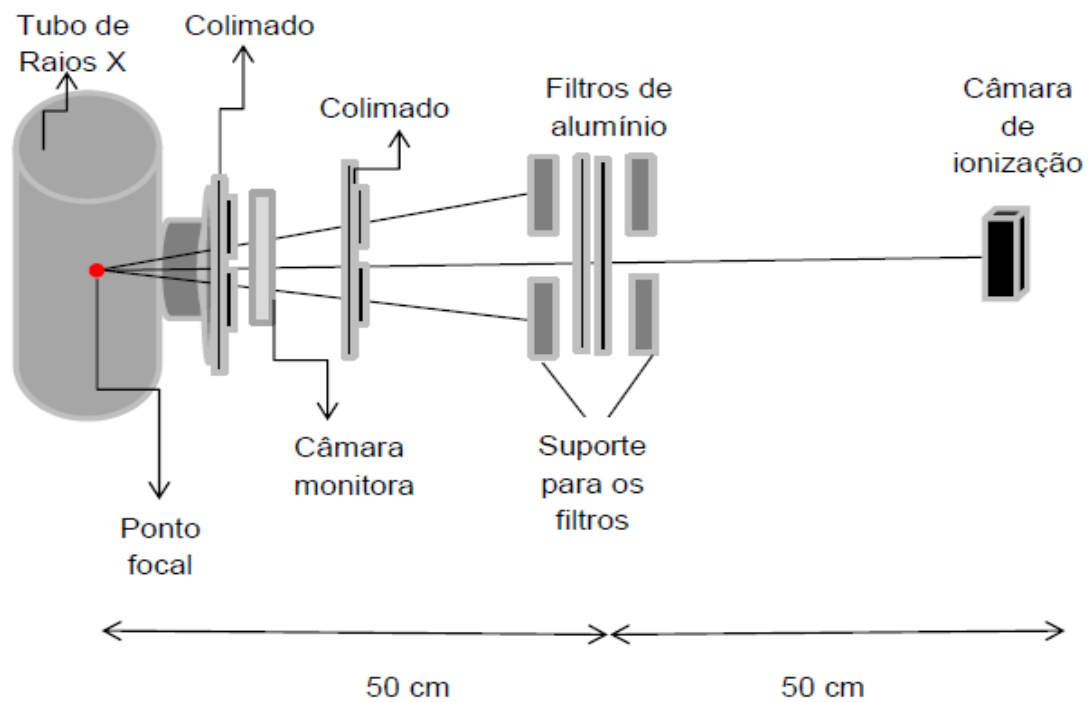


FIG 3.10 Esquema de posicionamento utilizado para a implantação das RQR's.

A curva de atenuação, bem como a medida da filtração a ser adicionada para se obter as radiações de referência, foi realizada selecionando-se a tensão específica a cada RQR, uma amperagem de 200 mA dependendo da tensão utilizada e tempo de exposição de 500 ms. A escolha desta técnica foi tomada levando-se em consideração evitar o desgaste do tubo.

Os pontos experimentais foram unidos através do ajuste linear e os valores do eixo que indica a intensidade dos raios X no eixo das ordenadas e a espessura de alumínio no eixo das abscissas foram normalizados para a condição sem filtro adicional.

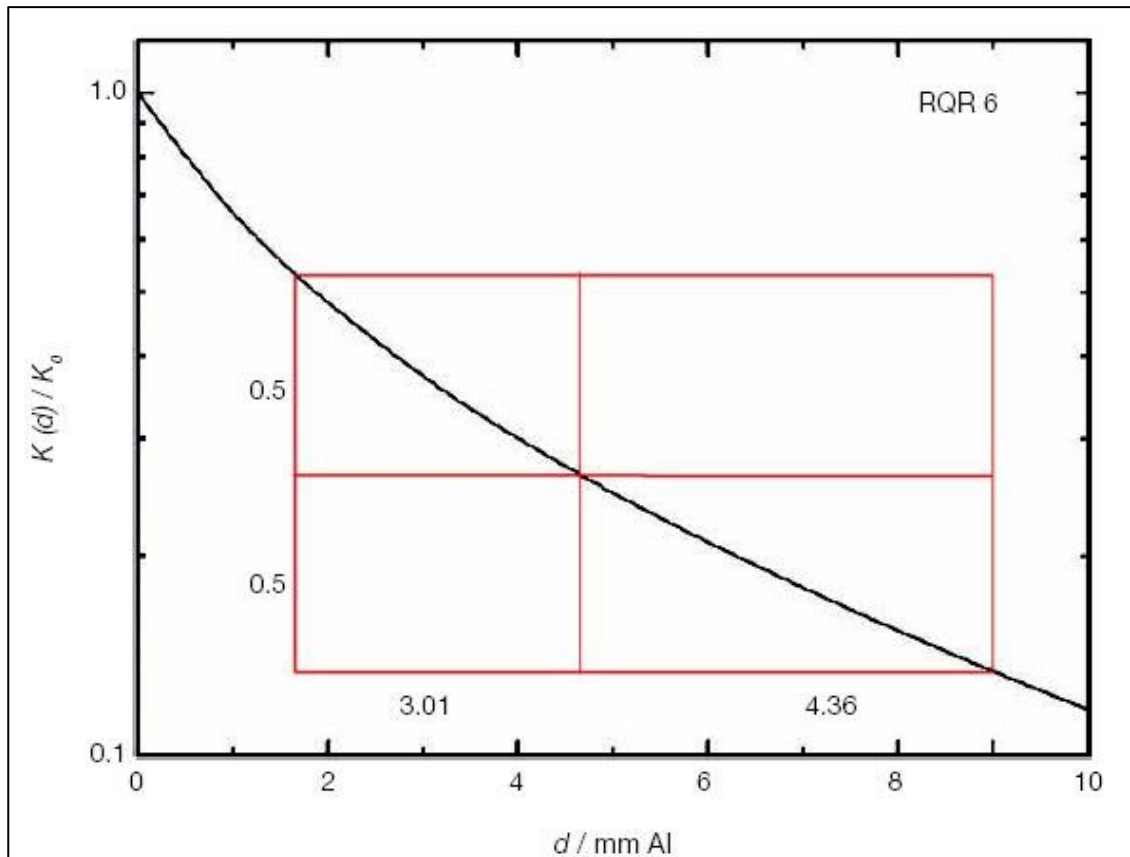


FIG.3.11 Curva de atenuação obtida na qualidade RQR 6, de radiodiagnóstico.

Sobre a curva deve-se construir um retângulo, como o apresentado na Figura. 3.11 Inicia-se com a construção do retângulo mostrado na Figura 3.12, cuja largura é dada pela soma do valor da primeira camada semiredutora (CSR1) e o valor da segunda camada semiredutora (CSR2) que é fornecido pela norma IEC 61267.

A primeira camada semiredutora é definida como a espessura de um material específico que atenua a intensidade do feixe de radiação à metade do seu valor inicial medido sem qualquer absorvedor

A segunda camada semiredutora é definida como a espessura de um material específico que atenua a intensidade do feixe de radiação a um quarto do seu inicial subtraída do valor da 1ª CSR deste mesmo material (IAEA, 2007); na área de radiodiagnóstico é muito comum expressar a CSR em termos de milímetros de alumínio.

A razão entre a 1ª CSR e a 2ª CSR é denominada coeficiente de homogeneidade. Este coeficiente expressa a característica de composição de

energias do feixe em espectrometria, pois quanto mais seu valor se aproxima de 1 (um), significa que mais homogêneo em termos de energia apresenta-se este feixe (GOETSCH et al.; 1984).

O valor do coeficiente de homogeneidade é obtido pela equação 3.1.

$$h = \frac{CSR_1}{CSR_2} \quad (3.1)$$

onde,

h é o coeficiente de homogeneidade cujo valor é fornecido pela norma IEC 61627. Na Tabela 3.1, é mostrado os valores da primeira camada semiredutora e o coeficiente de homogeneidade para as qualidades que foi estudado neste trabalho.

**TAB. 3.1 Caracterização da qualidade de radiação da série RQR estudas neste trabalho.**

Qualidade de radiação	Tensão do Tubo de Raios X (kV)	Primeira CSR (mm Al)	Coeficiente de homogeneidade
RQR 4	60	2.19	0.74
RQR 5	70	2.58	0.71
RQR 6	80	3.01	0.69

Portanto, caracterizar uma distribuição espectral por meio da tensão do equipamento de raios X, a 1ª CSR e a 2ª CSR é uma exigência, a fim de evitar qualquer ambiguidade entre feixes distintos de radiação, pois dois tubos com a mesma tensão e 1ª CSR podem apresentar distribuições de espectros de energia completamente diferentes, devido a diferenças existentes no desgaste entre eles em termos da angulação efetiva do anodo, filtração inerente, etc. (IEC, 2005).

Na montagem do retângulo para a determinação da filtração adicional, tem-se que altura no eixo das ordenadas menor divisão na escala (na Figura. 3.12, a primeira divisão é representada pelo número 0,02 unidade).



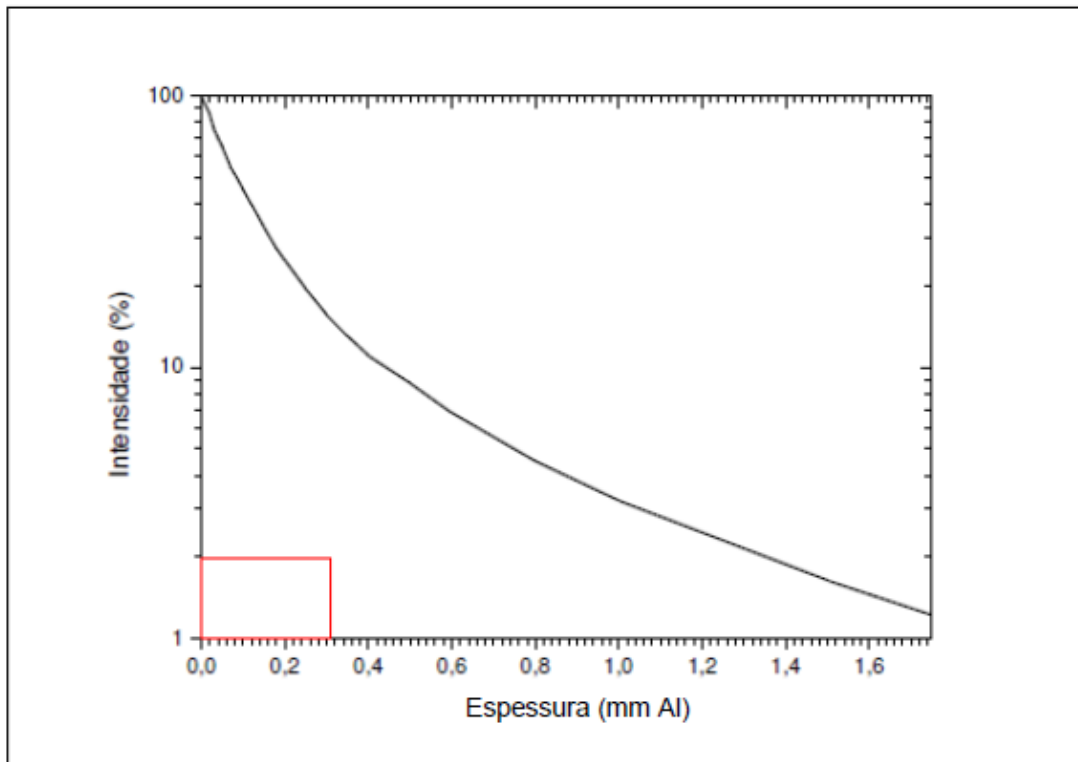


FIG 3.12 Curva de atenuação genérica. O valor da largura do retângulo em vermelho é igual ao valor da primeira CSR.

No gráfico apresentado na Figura 3.12 foi utilizado o valor de 0,31 mm Al para a CSR1.

Em seguida, desenha-se a segunda parte do retângulo, com a mesma altura do primeiro, mas agora a largura da base é dada pelo valor de CSR2, cujo valor adotado foi de 0,44 mm Al. O resultado é mostrado na Figura 3.13.

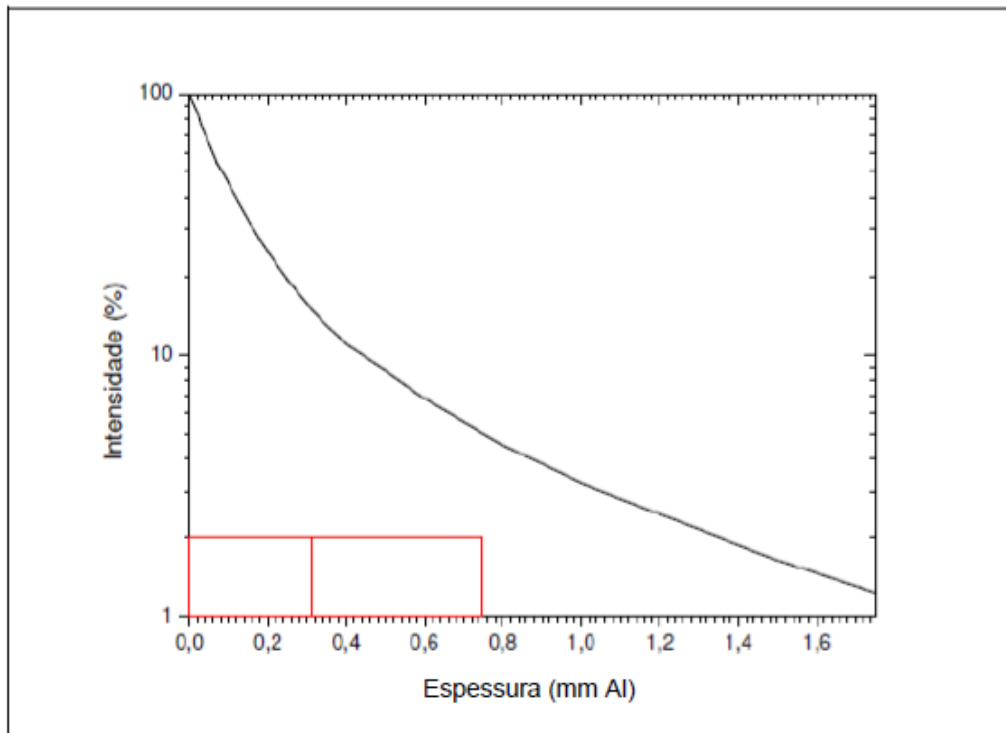


FIG 3.13 Curva de atenuação com o valor da largura do segundo retângulo que é igual ao valor da segunda CSR.

O próximo passo é desenhar novamente esse retângulo maior, formado pelos dois menores, e colocá-lo acima do primeiro, conforme mostrado na Figura 3.14.

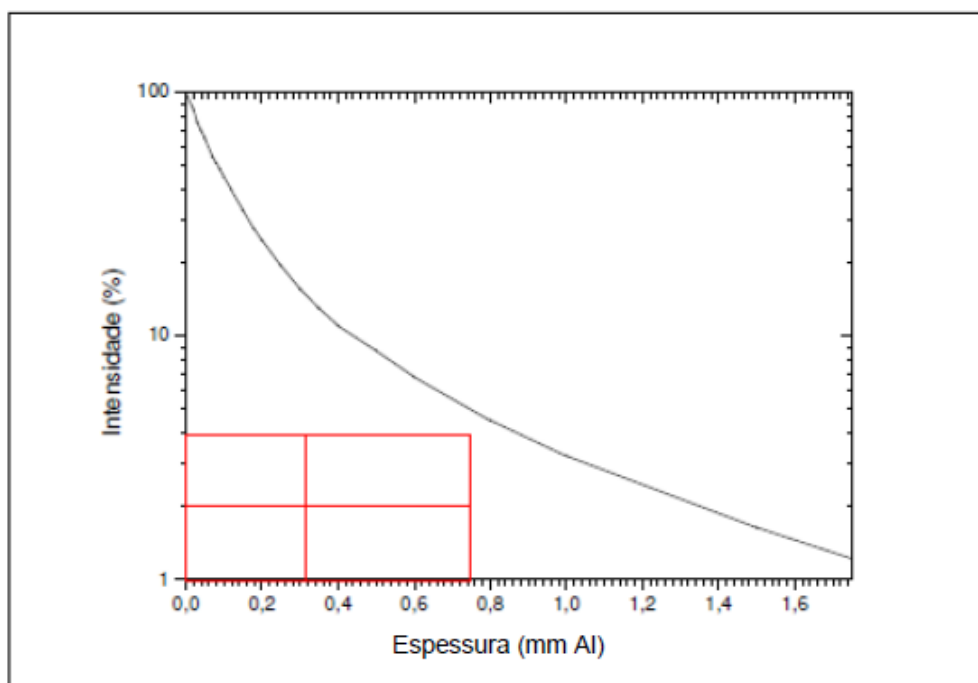


FIG 3.14 Retângulo já finalizado, pronto para ser utilizado na determinação da filtração adicional.

O comprimento do retângulo foi determinado pela soma da primeira e da segunda camada semiredutora na mesma unidade do eixo que indica a espessura dos filtros utilizados para a atenuação da radiação (eixo das abcissas), esta linha foi traçada paralelamente a este eixo o comprimento "X" é formado por dois segmentos: azul e vermelho como mostra a Figura 3.15 de modo ilustrativo.

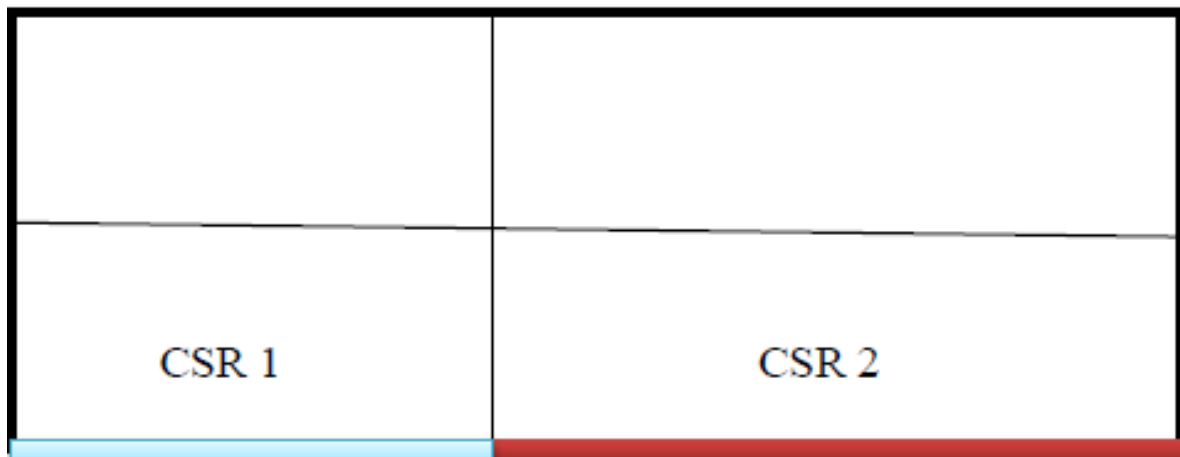


FIG 3.15. Gabarito retangular para a determinação da filtração adicional para as qualidades de radiação RQR.

Em seguida, esse novo retângulo deve ser deslizado sobre a curva do gráfico, até que os pontos 1, 2 e 3 estejam alinhados sobre a mesma, ou o mais próximo possível, conforme mostrado na Figura 3.16.

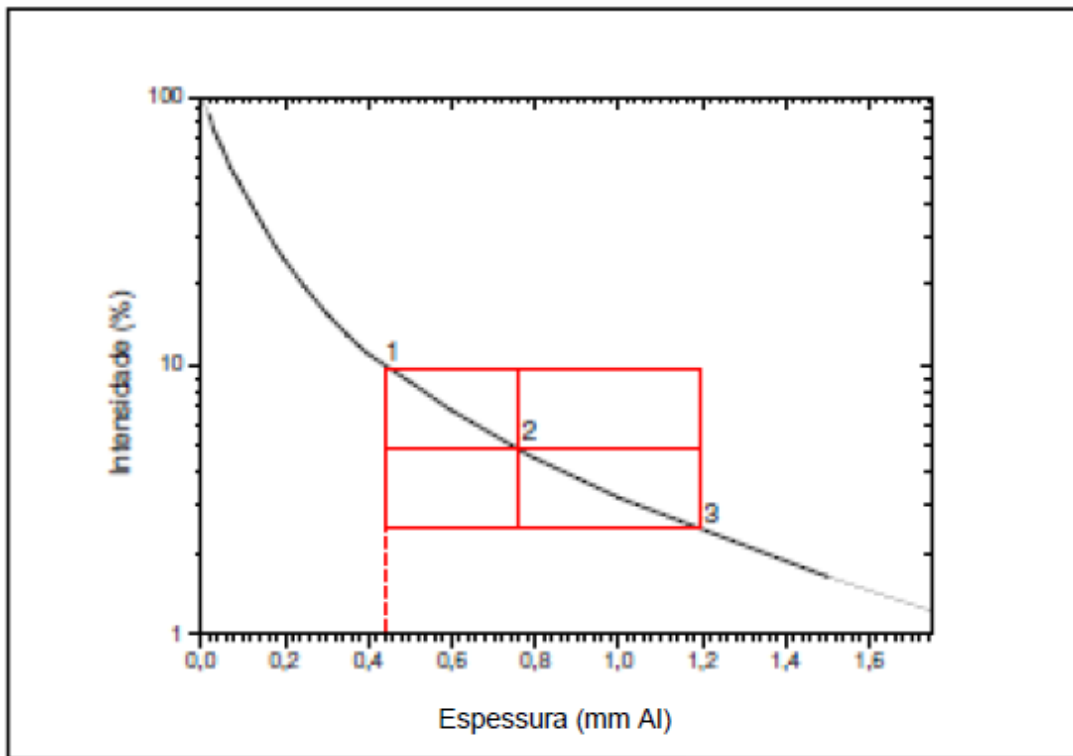


FIG 3.16 Retângulo posicionado no local adequado, e o valor aproximado da filtração adicional pode ser determinado.

O prolongamento feito a partir da lateral esquerda do retângulo demonstra, no eixo das abscissas, o valor aproximado de filtração adicional que deve ser colocado na saída do feixe para a implantação da qualidade. Este valor de filtração determinado deve ser colocado na saída do tubo de raios X para que se possam determinar as camadas semirredutoras.

Com a filtração adicional já determinada pelo gráfico, fez-se um ajuste fino desta filtração realizando-se 3 medidas somente com o valor da filtração adicional encontrada e depois acrescentando o valor da CSR1 recomendada pela norma. A confirmação da filtração adicional encontrada por este método é feita pelas medidas da CSR1. A relação entre o valor de carga inicial somente com a filtração adicional e com a filtração adicional somada a CSR1 deve estar entre 0,485 e 0,515 (IAEA, 2007).

De acordo com a norma deve-se verificar as seguintes condições para análise do resultado da determinação final da filtração adicional:

- se na relação de kerma no ar (taxa) os valores situam-se entre 0,485 e 0,515 a qualidade da radiação desejada está estabelecida.

- se a relação de kerma no ar (taxa) está um pouco fora da faixa de 0,485 - 0,515, a filtração pode ser determinada adicionando espessuras de alumínio.
- se a relação entre o kerma no ar é inferior a 0,485, a filtração adicional precisa ser aumentado, e vice-versa.
- a razão entre a segunda e a primeira leitura deve ser de 50 %, com uma variação máxima de + 1,5 %.

Após a determinação da filtração adicional, determinou-se a curva de atenuação para a CSR1, para a CSR2 e definimos o coeficiente de homogeneidade que é tido pela razão da CSR1 com a CSR2.

Os limites de tolerância indicados pela norma para a CSR1 são de  $\pm 3 \%$  e para o coeficiente de homogeneidade de  $\pm 0,03$ .

A 1ª CSR e o coeficiente de homogeneidade serão determinados após a filtração adicional ser colocada na saída do tubo de raios X.

### 3.7 CÁLCULO DA ENERGIA EFETIVA DO FEIXE

Considerando-se que os feixes de radiação X utilizados em radiologia diagnóstica são sempre heterogêneos quanto a sua energia, algumas vezes torna-se conveniente expressar a qualidade do feixe de radiação X em termos de sua energia efetiva. A energia efetiva é definida como sendo a energia de um feixe monoenergético que possui a mesma camada semi-redutora de um feixe heterogêneo.

Para o cálculo da energia média do feixe, fez-se uso dos valores de energia tabelados (NIST, 2013) onde através de uma interpolação entre os valores dos coeficientes de atenuação em massa  $\mu/\rho$ , e das correspondentes energias, foi estimado o valor da a energia média do feixe para o tubo de raios x utilizado neste trabalho.

O calculo de  $\mu/\rho$ , foi realizado utilizando a equação 3.2.

$$\mu/\rho = \ln(2) \cdot CSR^{-1} \quad (3.2)$$

Onde CSR é o valor da primeira camada semiredutora.

Fazendo-se uma interpolação do valor do coeficiente de atenuação em massa com a correspondente energia, podemos estimar o valor da energia média do feixe de radiação X.

## 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo, são apresentados os resultados realizados para a implantação das qualidades de radiação, não atenuadas, em um tubo de raios X.

Estes testes são listados abaixo como:

- caracterização do perfil do campo de radiação (homogeneidade e tamanho do campo de radiação);
- componentes da incerteza na medida do kV;
- contribuição do espalhamento
- implantação das RQR com filtros de alta pureza;
- linearidade da resposta do tubo;
- teste de estabilidade da câmara de ionização.

### 4.1 CARACTERIZAÇÕES DO PERFIL DO CAMPO DE RADIAÇÃO

Na Figura 4.1, são apresentados os resultados da caracterização do perfil de campo de radiação a 1 metro da saída do tubo de raios X.

Os percentuais medidos da densidade óptica em relação ao valor máximo obtidos nos eixos horizontal e vertical foram lançados em gráfico em relação às distâncias do centro.

Pelos perfis representados no referido gráfico, observa-se que, dentro de um diâmetro de 50 mm, o campo apresenta uma variação máxima de 2 %.

A homogeneidade de campo usando filme radiográfico foi normalizada para o ponto central em percentagem.

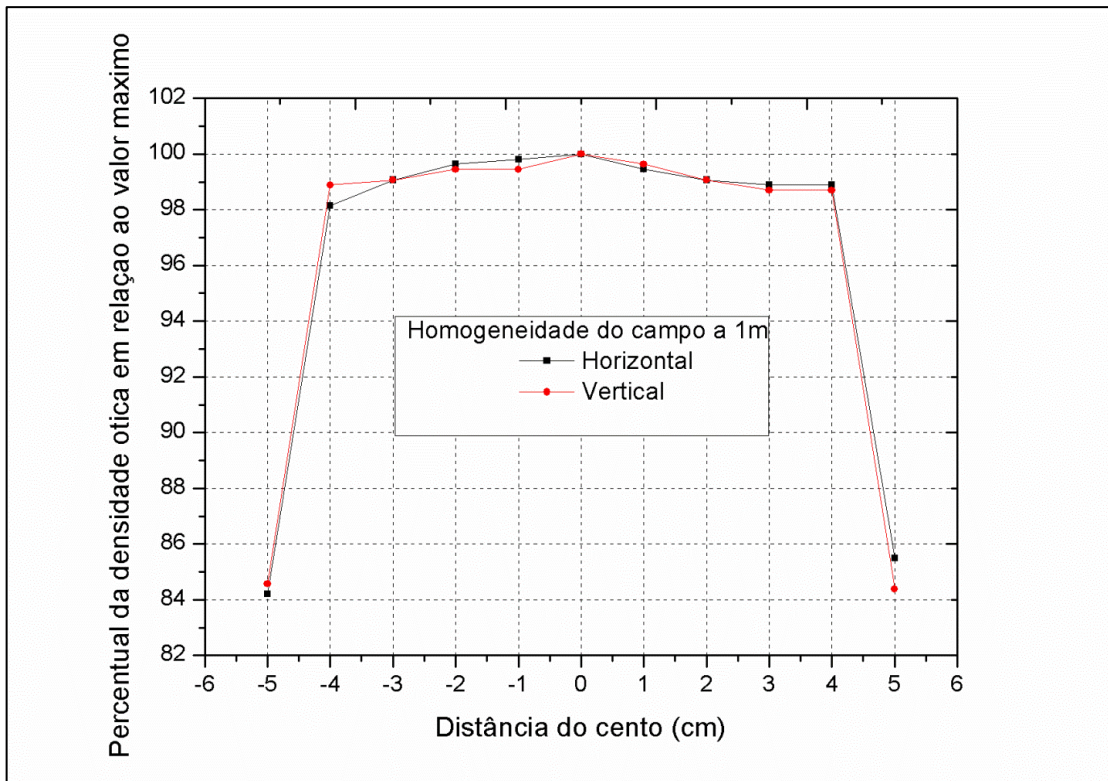


FIG. 4.1 Homogeneidade e tamanho de campo de radiação no eixo vertical e horizontal.

É importante salientar, que o documento da IAEA, confere que, em todas as direções do plano de referência do campo de radiação, a dimensão linear do campo, deve ser no mínimo 1,5 vezes maior que a dimensão linear da área sensível do detector. Uma vez, que as câmaras a serem calibradas, possuem um diâmetro de área sensível de 3 cm, pode-se dizer que o diâmetro de 5 cm com variação máxima de 2 % da densidade óptica, supera a condição máxima exigida pelo TRS 457.



## 4.2 AJUSTES DA TENSÃO A SER SELECIONADA

Para realizar as medidas de Tensão, foi empregado dois métodos descritos no TRS 457, que são o método de medida invasiva e o método de medidas não invasivas de kV.

Para certificar se o valor da tensão a ser selecionado corresponde ao valor medido, foi feito um ajuste linear, cujo gráfico é mostrado abaixo.

$$y = 1,01201.x - 0,5622 \quad (4.1)$$

Os dados de tensão apresentam tendência semelhante, como pode ser observado na figura 4.2 para um coeficiente de correlação  $R = 0,99979$ . Em ambos os casos, foram ajustados polinômios de grau 1 (um) e as retas passaram entre as barras de incerteza de todos os pontos mostrando que os ajustes são consistentes com o esperado, já que se tratam de grandezas linearmente proporcionais (tensão experimental em relação as tensão nominal).

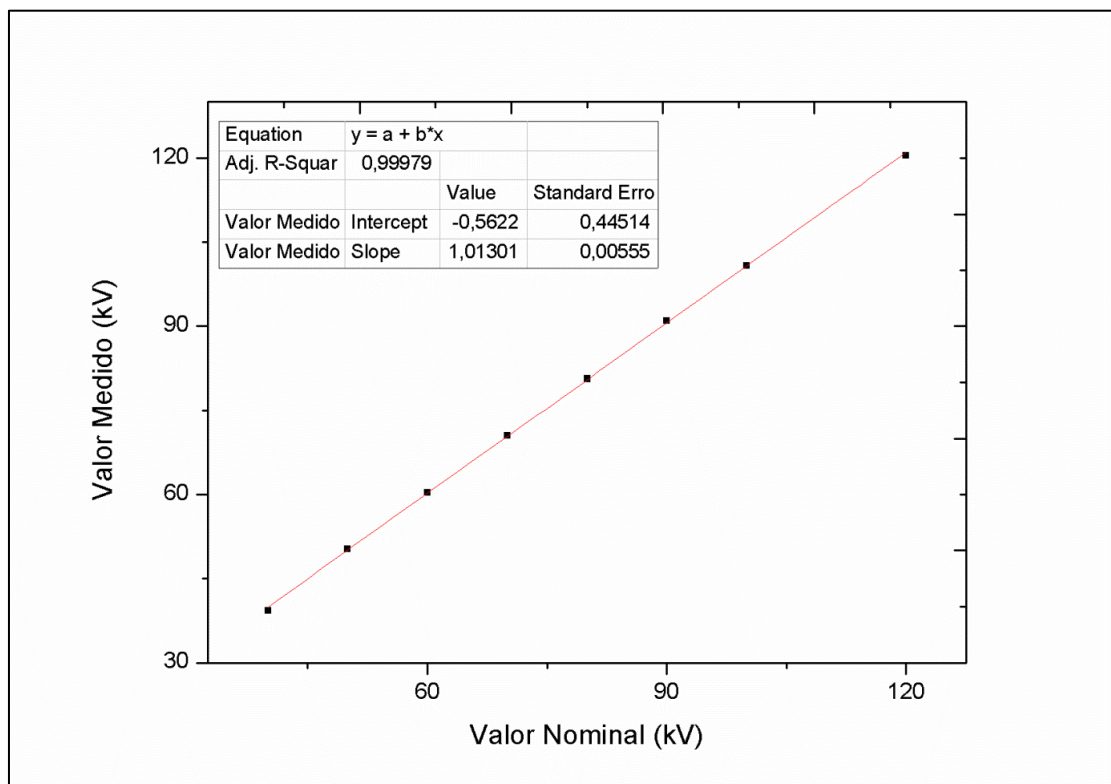


FIG.4.2 Determinação da equação da reta para a obtenção do kV a ser selecionado no painel do tubo de raios X.

### 4.3 ESTIMATIVAS DA INCERTEZA DE MEDIÇÃO DO kV

Para a avaliação da incerteza nas medidas de kV pelo método invasivo e não invasivo, foram consideradas as estimativas da incerteza Tipo A, que levou em consideração o tratamento estatístico de um conjunto de repetições observadas e a avaliação da incerteza do Tipo B, que levaram em consideração outras fontes de incertezas, que não a análise estatística.

#### 4.3.1 COMPONENTES DE INCERTEZA NA MEDIDA DE kV

Com a estimativa das incertezas de todas as fontes de entrada do mensurando e os seus coeficientes de sensibilidade calculados, cada respectiva componente de incerteza na unidade do mensurando foi estimado.

Nesta etapa da metodologia de cálculo da incerteza de medição pelo Guia para Avaliação da Incerteza de Medição (INMETRO, 2003) é possível avaliar de forma mais objetiva o impacto da incerteza de cada fonte de entrada na incerteza combinada do mensurando. Nesta fase de implementação da metodologia do documento, é possível definir a exatidão necessária de qualquer uma das fontes de entrada do mensurando em relação à tolerância do seu respectivo processo. Uma análise deste tipo é feita na avaliação da incerteza de medição do kV pelo método invasivo e não invasivo.

Os valores das fontes de incertezas, apresentados nas TAB 4.1 até as TAB. 4.10, mostram o balanço das fontes das incertezas na medida da tensão. Estes cálculos foram realizados para as qualidades de radiação não atenuadas RQR 4, RQR 5 e RQR 6, que corresponde as qualidades de radiação para 60 kV, 70 kV e 80 kV respectivamente.

Abaixo segue as tabelas e os gráficos referente aos três dispositivos de medição usados para obter os dados das medidas invasivas bem como das medidas não invasivas de kV. Foram realizado um conjunto de 5 medidas para cada qualidade de radiação.

#### 4.3.2 FONTE DE INCERTEZA PARA MEDIDA DE TENSÃO USANDO O MÉTODO INVASIVO DE MEDIÇÃO

Aplicando-se a equação 2.15, foram calculados os valores das incertezas padrão combinada para cada qualidade de radiação estudada neste trabalho.

**TAB 4.1 Fontes de incerteza na medição de kV invasivo usando Dynalyser referente a RQR 4**

Fonte de incerteza	Tipo de incerteza	Distribuição da probabilidade	Porcentagem de contribuição (%)
Repetibilidade	A	Normal	99,97
Incerteza da calibração Dynalyser	B	Normal	0,01
Incerteza da resolução do osciloscópio	B	Retangular	0,02
<b>Incerteza combinada</b>	<b>Fator de abrangência</b>	<b>Incerteza expandida (kV)</b>	
0,20	2,87	0,56	

**TAB 4.2 Fontes de incerteza na medição de kV invasivo usando Dynalyser referente a RQR 5**

Fonte de incerteza	Tipo de incerteza	Distribuição da probabilidade	Porcentagem de contribuição (%)
Repetibilidade	A	Normal	100,00
Incerteza da calibração Dynalyser	B	Normal	0,00
Incerteza da resolução do osciloscópio	B	Retangular	0,00
<b>Incerteza combinada</b>	<b>Fator de abrangência</b>	<b>Incerteza expandida (kV)</b>	
0,51	2,87	1,46	

**TAB 4.3 Fontes de incerteza na medição de kV invasivo usando Dynalyser referente a RQR 6**

Fonte de incerteza	Tipo de incerteza	Distribuição da probabilidade	Porcentagem de contribuição (%)
Repetibilidade	A	Normal	99,95
Incerteza da calibração Dynalyser	B	Normal	0,02
Incerteza da resolução do osciloscópio	B	Retangular	0,03
<b>Incerteza combinada</b>	<b>Fator de abrangência</b>	<b>Incerteza expandida (kV)</b>	
0,16	2,87	0,46	

4.3.3 FONTE DE INCERTEZA PARA MEDIDA NÃO INVASIVA USANDO MEDIDOR DE TENSÃO DA MARCA KEITHLEY.

**TAB 4.4 Fontes de incerteza na medição de kV não invasivo usando o divisor de Tensão da marca Keithley referente a RQR 4**

Fonte de incerteza	Tipo de incerteza	Distribuição da probabilidade	Porcentagem de contribuição (%)
Repetibilidade	A	Normal	99,97
Incerteza da resolução do eletrômetro	B	Triangular	0,03
<b>Incerteza combinada</b>	<b>Fator de abrangência</b>	<b>Incerteza expandida (kV)</b>	
0,18	2,87	0,51	

**TAB 4.5 Fontes de incerteza na medição de kV não invasivo usando o divisor de Tensão da marca Keithley referente a RQR 5**

<b>Fonte de incerteza</b>	<b>Tipo de incerteza</b>	<b>Distribuição da probabilidade</b>	<b>Porcentagem de contribuição (%)</b>
Repetibilidade	A	Normal	99,95
Incerteza da resolução do eletrômetro	B	Retangular	0,05
<b>Incerteza combinada</b>	<b>Fator de abrangência</b>	<b>Incerteza expandida (kV)</b>	
0,13	2,65	0,35	

**TAB 4.6 Fontes de incerteza na medição de kV não invasivo usando o divisor de Tensão da marca Keithley referente a RQR 6**

<b>Fonte de incerteza</b>	<b>Tipo de incerteza</b>	<b>Distribuição da probabilidade</b>	<b>Porcentagem de contribuição (%)</b>
Repetibilidade	A	Normal	99,99
Incerteza da resolução do eletrômetro	B	Retangular	0,01
<b>Incerteza combinada</b>	<b>Fator de abrangência</b>	<b>Incerteza expandida (kV)</b>	
0,28	2,87	079	

4.3.4 FONTE DE INCERTEZA PARA MEDIDA DE kV USANDO UM DOSÍMETRO SEMICONDUTOR DE ESTADO SÓLIDO (DIAVOLT).

**TAB 4.7 Fontes de incerteza na medição de kV não invasivo usando semicondutor de estado sólido de para medida referente a RQR 4**

Fonte de incerteza	Tipo de incerteza	Distribuição da probabilidade	Porcentagem de contribuição (%)
Repetibilidade	A	Normal	99,74
Incerteza da resolução do Diavolt	B	Retangular	0,26
<b>Incerteza combinada</b>	<b>Fator de abrangência</b>	<b>Incerteza expandida (kV)</b>	
0,57	2,28	1,29	

**TAB 4.8 Fontes de incerteza na medição de kV não invasivo usando semicondutor de estado sólido de para medida referente a RQR 5**

Fonte de incerteza	Tipo de incerteza	Distribuição da probabilidade	Porcentagem de contribuição (%)
Repetibilidade	A	Normal	74,23
Incerteza da resolução do Diavolt	B	Retangular	25,77
<b>Incerteza combinada</b>	<b>Fator de abrangência</b>	<b>Incerteza expandida (kV)</b>	
0,06	2,37	0,13	

O resultado para as fontes de incerteza na medição de kV não invasivo usando semicondutor de estado sólido para medida referente a RQR 6 são análogos aos mostrados na TAB 4.7, sendo assim não foi mostrado.

Observa-se nas TAB 4.1 a 4.3 que, as maiores contribuições da incerteza, provêm das fontes referentes às repetições das medições de kV (repetibilidade). Isto significa que o processo sinaliza a necessidade da melhoria no método de medição do kV por este método, a solução prioritária não seria um osciloscópio de melhor qualidade metrológica e sim rever a metodologia de medição do kV pelo método não invasivo.

A mesma análise pode ser feita para as TAB 4.4 a 4.6 observa-se também, que as maiores fontes de incerteza estão relacionadas às medidas de repetibilidade das medições.

Para as TAB 4.7 a 4.8 referentes as medidas não invasivas usando um semiconductor de estado sólido, é visto que o maior impacto na contribuição da incerteza é esta relacionado também a também a repetibilidade das medições.

Nas TAB 4.1 a 4.3, as componentes de incerteza do kV referentes à repetição das medições equivalem a 99,97 %, 100,00 % e 99,95 % da incerteza combinada, respectivamente para as medidas usando um dispositivo invasivo.

A contribuição da repetibilidade para as medidas não invasivas usando um medidor de Tensão da marca Keithley são mostradas nas TAB 4.4 a 4.6. Os valores de seus percentuais de contribuição são equivalentes a 99,97 %, 99,95 % e 99,99 % para medidas de reprodutibilidade nas qualidades de radiação de 60 kV a 80 kV.

Para as medidas de kV usando um dosímetro semiconductor de estado sólido, para as mesmas qualidades estudadas acima, temos Também que a incerteza referente a repetibilidade teve um maior impacto. Estas de acordo com as TAB 4.7 a 4.8 e as FIG 4.9 a 4.10 equivalem a 99,74 % e 74,23 % para medidas de repetibilidade respectivamente. Uma análise análoga cabe para as RQR 6, tanto no modo quantitativo quanto no qualitativo.

Certamente, uma decisão tomada sem a realização desta avaliação, com o objetivo de obter uma melhor resposta na medição, poderia ser a avaliação do arranjo experimental usado para realizar as medições no método não invasivo, que garanta uma melhor exatidão do que aquela que foi utilizada neste estudo.

#### 4.3.5 RESULTADO DA MEDIÇÃO DE KV PELO METODO INVASIVO E NÃO INVASIVO

Resultado da medição do kV para um fator de abrangência de  $k = 2,0$  (nível de confiança de 95,45%).

**TAB.4. 9 Resultados de medição do kV com suas respectivas incerteza expandida**

<b>kV</b>	<b>Dynalyser</b>	<b>Keithley</b>	<b>Diavolt</b>
<b>60</b>	$60,32 \pm 0,56$	$58,62 \pm 0,51$	$55,54 \pm 1,29$
<b>70</b>	$70,56 \pm 1,46$	$69,88 \pm 0,35$	$65,78 \pm 0,13$
<b>80</b>	$80,64 \pm 0,46$	$76,48 \pm 0,79$	$76,48 \pm 0,13$

Para avaliar a precisão e estabilidade da tensão do tubo de raios X deve-se medir o kV com uma incerteza expandida dentro de 1,5 % ou 1,5 kV ( $k = 2$ ).

Para as medidas realizadas, tanto para as medidas invasivo, quanto para o as medidas não invasivo, a medida de kV satisfaz a exigência.

Os erros percentuais relativos baixos das medidas, usando o método invasivo e não invasivo, apontam o quão próximo o valor medido ou estimado esta próximo ao valor.

Para as medidas invasivas de kV referente a RQR 4, RQR 5 e RQR 6 são de 0,53 %, 0,80 % e 0,80 % respectivamente.

Para medidas não invasivas de kV usando um medidor de tensão Keithley estes valores são de 2,30 %, 0,17 % e 1,20 %.

Para as medidas usando um semicondutor de estado solido os valores dos coeficientes de variação obtidos foram de 7,43 %, 6,03 % e 4,40 %.

Para medidas invasivas de kV, pode-se observar uma melhor precisão em relação as medidas não invasivas.

Essa pequena diferença, talvez possa ser atribuída ao conjunto experimental que não garantiu uma repetibilidade adequada para as medidas.



#### 4.4 TESTES DE ESTABILIDADE DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO

Antes, durante e depois da realização dos testes para a verificação da uniformidade do campo de radiação X, foram realizados os devidos controles na câmara de ionização. Nos testes de repetibilidade e de estabilidade a longo prazo, os desvios padrões percentuais das medições não excederam 0,06 % e 0,24 %, respectivamente. Segundo o TRS 457, a recomendação é que esses desvios padrões percentuais não devem exceder 0,50 % (IAEA, 2005). Portanto, os testes de repetibilidade e de estabilidade a longo prazo, realizados pela câmara, atenderam as recomendações da norma vigente.

#### 4.5 CONTRIBUIÇÃO DO ESPALHAMENTO

Na seção 7.2 do TRS 457, encontra-se expresso um limite de 5 % para a contribuição da radiação espalhada, para o sistema de radiação que foi usado, encontrou-se um valor de 2 % para a contribuição da radiação espalha, que está bem abaixo do valor recomendado pela norma. Portanto o suporte utilizado para o posicionamento dos filtros contribui de maneira pouco significativa para o espalhamento do feixe primário de radiação.

#### 4.6 IMPLANTAÇÃO DAS RQR COM FILTROS DE ALTA PUREZA

Na implantação das qualidades de radiação não atenuadas (RQR), foi levado em consideração à verificação da curva de atenuação para determinação da filtração adicional, bem como as medidas da primeira e segunda camada semiredutora e o coeficiente de homogeneidade.

Os atenuadores de alumínio (99,99% de pureza) tiveram suas espessuras medidas por micrômetro Fowler (resolução de 0,0025 mm), calibrado com incerteza de  $\pm 0,0002$  mm). A tensão de aceleração dos elétrons (kV) para cada qualidade foi ajustada de acordo com medidas de kV realizadas previamente por ajuste linear.

#### 4.6.1 IMPLANTAÇÃO DA RQR 4 COM FILTROS DE ALTA PUREZA

Os dados referentes à curva de atenuação do feixe de raios X para a implantação da RQR4 com filtros de alumínio de alta pureza estão na TAB 4.10. Esta tabela mostra a diminuição da intensidade relativa da radiação que chega à câmara de ionização à medida que filtros são adicionados.

A FIG 4.11 mostra a curva de atenuação dos raios X para a tensão nominal de 60 kV, referente à RQR4, com a adição de filtros de alta pureza de alumínio . Na figura o retângulo se encontra na posição adequada indicando a determinação da filtração adicional a ser colocada na saída do tubo de raios X, como é sugerido pelo método da Template, que foi descrito no capítulo anterior deste trabalho.

**TAB. 4.10 Atenuação da intensidade do feixe de raios X referente à RQR4 com filtros de alta pureza.**

I (%)	Filtros (mmAl)	$k_d/k_0$
100,00	0,00	1,00
90,27	0,24	0,90
82,41	0,50	0,82
75,50	0,74	0,75
68,02	1,02	0,68
63,46	1,26	0,63
58,00	1,52	0,58
49,57	2,06	0,50
43,80	2,56	0,44
38,02	3,08	0,38
33,35	3,58	0,33
29,62	4,09	0,30
26,33	4,60	0,26
23,72	5,10	0,24
21,46	5,60	0,21
19,27	6,14	0,19
17,06	6,64	0,17
15,64	7,10	0,16
14,26	7,60	0,14
13,08	8,11	0,13

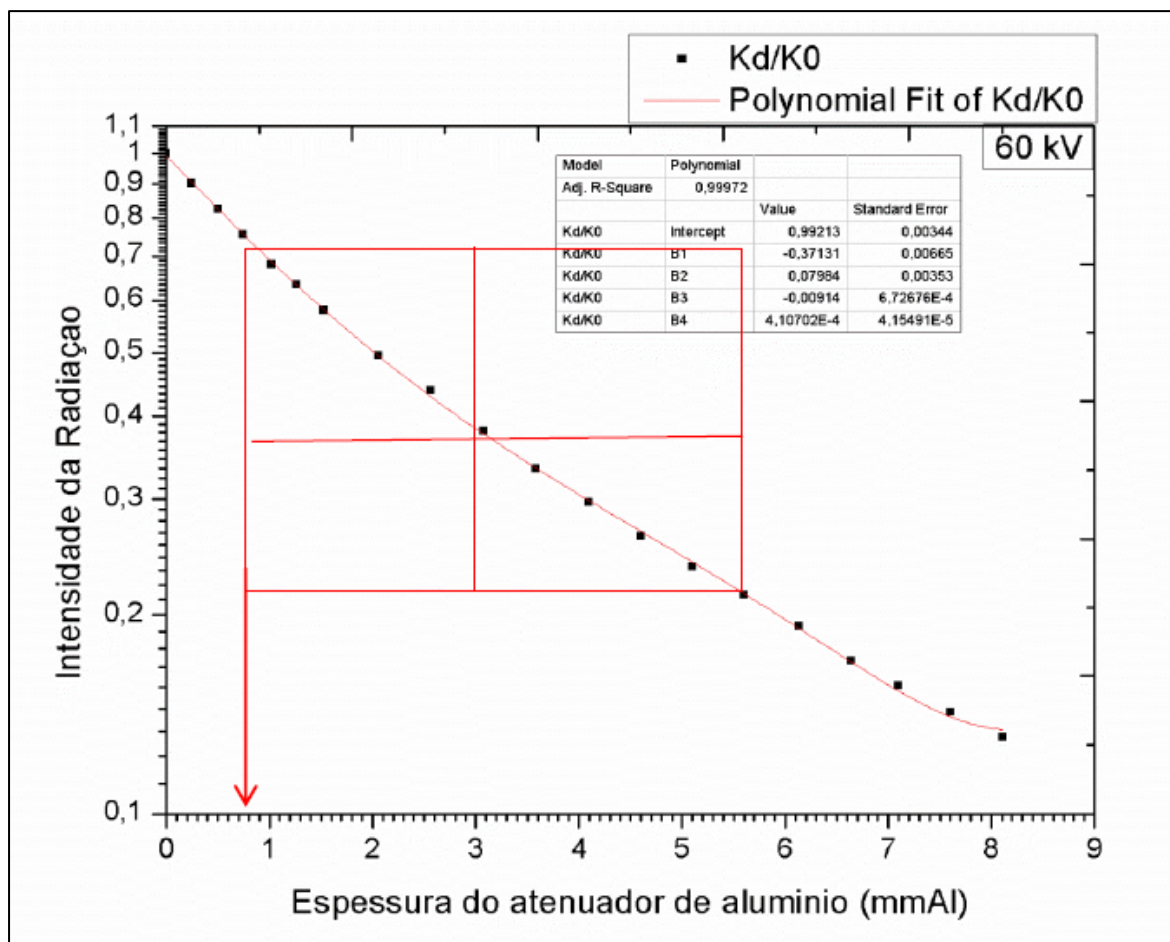


FIG 4.3 Curva de atenuação para a determinação da filtração de alumínio a ser adicionada na saída do feixe de radiação para a implantação da RQR 4

Encontrou-se um valor de filtração a ser adicionado no feixe principal de raios X de 0,80 mm Al para a tensão nominal de 60 kV referente à RQR4 implantada com filtros de alta pureza.

Para o feixe de radiação na qualidade RQR 4, foi preciso fazer um ajuste (adicionar mais espessuras do atenuador de alumínio) de modo a adequar o sistema. Após um ajuste, obteve-se um valor final de 1,20 mm Al a ser adicionado no feixe principal de raios X para a tensão de 60 kV referente a RQR 4.

Em seguida, foi determinado a primeira e a segunda camada semiredutora a partir da curva de atenuação plotada, cujos resultados estão representados na TAB. 4.11.

**TAB. 4.11 Valores da primeira e segunda CSR e coeficiente de homogeneidade para o feixe de radiação RQR4**

kV nominal (kV)	60,00
Filtração adicionada (mmAl)	1,20
1ª CSR IEC/TRS 457 (mmAl)	2,19
1ªCSR experimental LCR (mmAl)	2,20
Coeficiente de Homogeneidade IEC/TRS 457	0,74
Coeficiente de homogeneidade experimental LCR	0,74
Diferença do Coeficiente de homogeneidade	0,00
2ªCSR experimental LCR (mmAl)	2,97
Energia Efetiva do Feixe (keV)	29,61

O valor da 1ª CSR obtido com a implantação da RQR4 utilizando filtros de alta pureza apresentou uma diferença percentual de 0,41 % em relação ao recomendado que é de 3 % e o valor do coeficiente de homogeneidade não apresentou uma diferença em relação ao valor recomendado no TRS 457. Portanto os parâmetros referentes a 1ª CSR e ao coeficiente de homogeneidade se encontram dentro dos limites exigidos pela IEC.

A energia efetivo feixe é calculado por meio da interpolação dos valores tabelados NIST (NIST, 2013) e o valor encontrado para a RQR 4 corresponde a 29,61 Kev.

A pequena diferença encontrada na primeira camada semiredutora pode ter influenciado a determinação da energia efetiva do feixe de radiação.

A TAB 4.12 mostra as fontes de incerteza mais relevantes para o cálculo da incerteza da 1ª CSR.

É importante salientar que a maior contribuição da incerteza refere-se Repetibilidade da mededida com o micrômetro e na incerteza da repetibilidade da medica com a câmara de ionização. A incerteza na medida com o micrômetro, contribui com 34,20 % e a incerteza referente a repetibilidade com a câmara contribui com 43, 45%. Uma maneira de reduzir as incertezas na medida com a

câmara seria a substituição do sistema de medição por outro que apresente uma melhor resposta na medição, ou um arranjo experimental de medição que garanta uma melhor geometria no processo de medição da 1ª CSR. Esta alternativa seria a mais lógica, visto que a câmara de ionização utilizada apresenta uma boa resposta como será visto no item 4.7 deste trabalho.

**TAB. 4.12 Fontes de incerteza para a CSR1 da RQR 4 implantada com filtros de alta pureza**

<b>Fonte de incerteza</b>	<b>Tipo</b>	<b>Distribuição da probabilidade</b>	<b>Porcentagem de distribuição (%)</b>
Repetibilidade R CSR	A	Normal	43,45
Repetibilidade R sem atenuação	A	Normal	16,35
Resolução R CSR	B	Retangular	0,12
Resolução R sem atenuação	B	Retangular	3,03
Certificado de calibração do micrômetro	B	Normal	34,20
Resolução micrômetro	A	Retangular	2,85
Repetibilidade da medida com o micrômetro	A	Normal	0,00
<b>Incerteza combinada</b>	<b>Fator de abrangência</b>	<b>Incerteza expandida (mm AI)</b>	
4,34E-04	2,32	1,00E-02	

#### 4.6.2 IMPLANTAÇÃO DA RQR 5 COM FILTROS DE ALTA

Para a determinação da curva de atenuação do feixe de raios X para a implantação da RQR2, os dados são apresentados na TAB 4.13. Esta tabela mostra a diminuição da intensidade relativa da radiação que chega à câmara de ionização à medida que filtros são adicionados.

**TAB 4.13 Atenuação da intensidade do feixe de raios X referente à RQR5 com filtros de alta pureza.**

I (%)	Filtros (mmAl)	$k_d/k_0$
100,00	0,00	1,00
92,30	0,24	0,92
82,94	0,50	0,83
75,86	0,74	0,76
69,99	1,02	0,70
64,73	1,26	0,65
60,49	1,52	0,60
52,25	2,06	0,52
45,86	2,56	0,46
39,99	3,08	0,40
35,56	3,58	0,36
31,96	4,09	0,32
28,68	4,60	0,29
26,08	5,10	0,26
23,67	5,60	0,24
21,54	6,14	0,22
19,47	6,64	0,19
17,90	7,10	0,18
16,76	7,60	0,17
15,47	8,11	0,15

Na FIG 4.4 é mostrado a curva de atenuação para a qualidade de radiação RQR5 que corresponde a um valor da tensão de 70 kV. Na figura o retângulo se encontra na posição adequada na curva referente a filtração adicional sem o ajuste fino a ser colocada na saída do tubo de raios X.

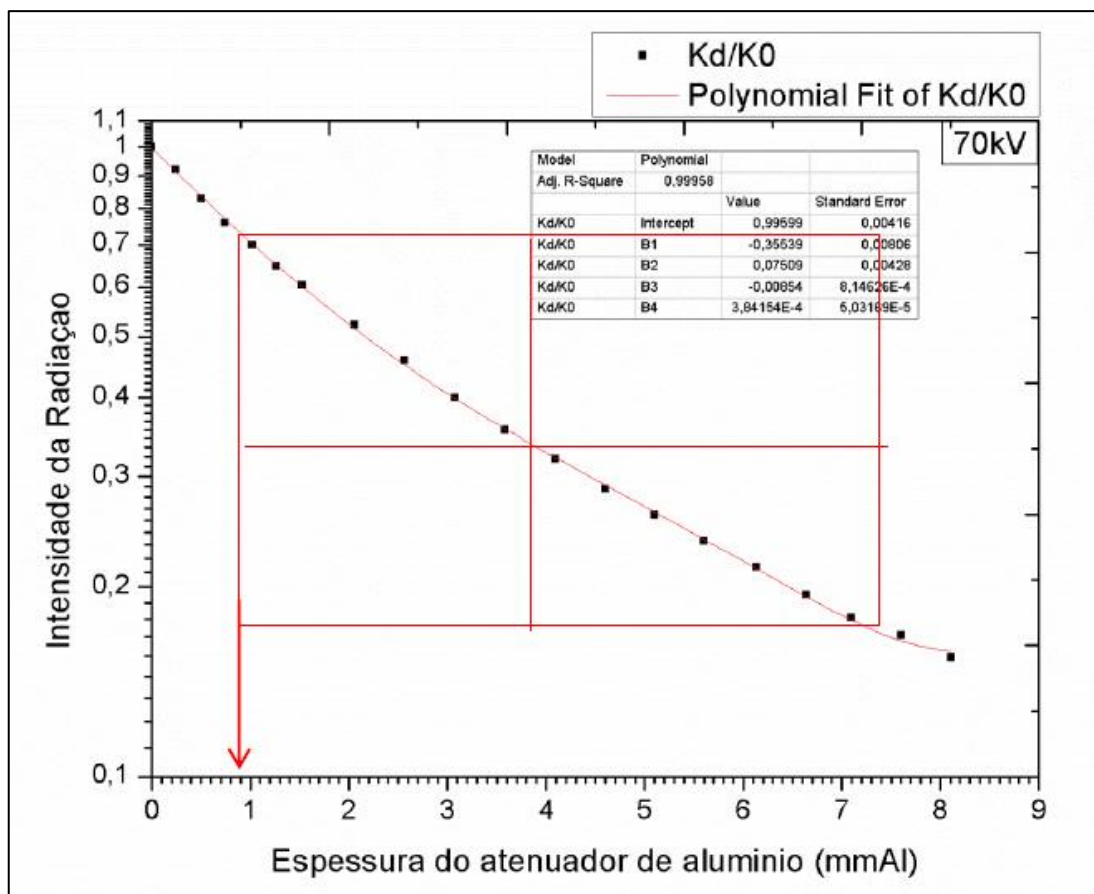


FIG 4.4 Curva de atenuação para a determinação da filtração de alumínio a ser adicionada na saída do feixe de radiação para a implantação da RQR 5

Encontrou-se um valor de filtração a ser adicionado no feixe principal de raios X de 0,90 mm Al para a tensão nominal de 70 kV referente à RQR5 implantada com filtros de alta pureza. Após um ajuste fino este valor foi ajustado para 1,30 mm Al.

Em seguida, foi realizada a verificação da 1ª CSR e 2ª CSR de modo a obter o coeficiente de homogeneidade e comparar com os valores da norma IEC e foram obtidos os resultados da TAB 4.14 para à implantação das radiações de referência com filtros de alta e baixa pureza:

**TAB. 4.14 Valores da primeira e segunda CSR e coeficiente de homogeneidade e energia efetiva do feixe de radiação RQR5**

kV nominal (kV)	70
Filtração adicionada (mmAl)	1,30
1ª CSR IEC/TRS 457 (mmAl)	2,58
1ªCSR experimental LCR (mmAl)	2,61
Coeficiente de Homogeneidade IEC/TRS 457	0,71
Coeficiente de homogeneidade experimental LCR	0,71
Diferença do Coeficiente de homogeneidade	0,00
2ªCSR experimental LCR (mmAl)	3,67
Energia Efetiva do Feixe (keV)	32,40

O valor da 1ª CSR obtido com a implantação da RQR5 utilizando filtros de alta pureza apresentou uma diferença percentual de 1,12 % em relação ao recomendado e o valor do coeficiente de homogeneidade não apresentou uma diferença. Assim o valor do coeficiente de homogeneidade e o valor da 1ª CSR, estão de acordo com os parâmetros exigidos pela IEC.

As incertezas expandidas, que são apresentadas na TAB 4.15 foram calculadas para um fator de abrangência  $k = 2$  em um intervalo de confiança de 95,45 %.

O valor da energia efetiva do feixe corresponde a 69 keV, o que mostra que a energia que incidente no material atenuador, praticamente, corresponde ao valor da energia indicada na RQR 5.



**TAB. 4.15 Fontes de incerteza para a CSR1 da RQR 5 implantada com filtros de alta pureza**

<b>Fonte de incerteza</b>	<b>Tipo</b>	<b>Distribuição da probabilidade</b>	<b>Percentagem de distribuição (%)</b>
Repetibilidade R CSR	A	Normal	80,55
Repetibilidade R sem atenuação	A	Normal	15,21
Resolução R CSR	B	Retangular	0,01
Resolução R sem atenuação	B	Retangular	0,32
Certificado de calibração do micrômetro	B	Normal	3,61
Resolução micrômetro	A	Retangular	0,30
Repetibilidade da medida com o micrômetro	A	Normal	0,00
<b>Incerteza combinada</b>	<b>Fator de abrangência</b>	<b>Incerteza expandida (mm AI)</b>	
1,34E-03	4,53	6,1E-02	

Observa-se na TAB 4.15 que, neste caso, as maiores contribuições de incertezas provêm das fontes referentes a repetibilidade das medidas que corresponde a 80,55 %. Isto significa que o processo necessita da melhoria da incerteza de medição.

#### 4.6.3 IMPLANTAÇÃO DA RQR 6 COM FILTROS DE ALTA PUREZA

A TAB 4.16 mostra a curva de atenuação dos raios X para a tensão nominal de 80 kV referente à RQR6 com a adição de filtros de alta pureza de alumínio e a FIG. 4.13 mostra a curva de atenuação com a adição de filtros de baixa pureza de alumínio.

**TAB 4.16 Atenuação da intensidade do feixe de raios X referente à RQR6 com filtros de alta pureza**

I (%)	Filtros (mmAl)	kd/ko
100,00	0,00	1,00
91,73	0,24	0,92
85,02	0,50	0,85
78,06	0,74	0,78
72,77	1,02	0,73
68,17	1,26	0,68
63,32	1,52	0,63
55,35	2,06	0,55
49,69	2,56	0,50
44,44	3,08	0,44
39,85	3,58	0,40
35,72	4,09	0,36
32,96	4,60	0,33
29,92	5,10	0,30
27,60	5,60	0,28
25,46	6,14	0,25
23,76	6,64	0,24
21,83	7,10	0,22
20,14	7,60	0,20
18,67	8,11	0,19

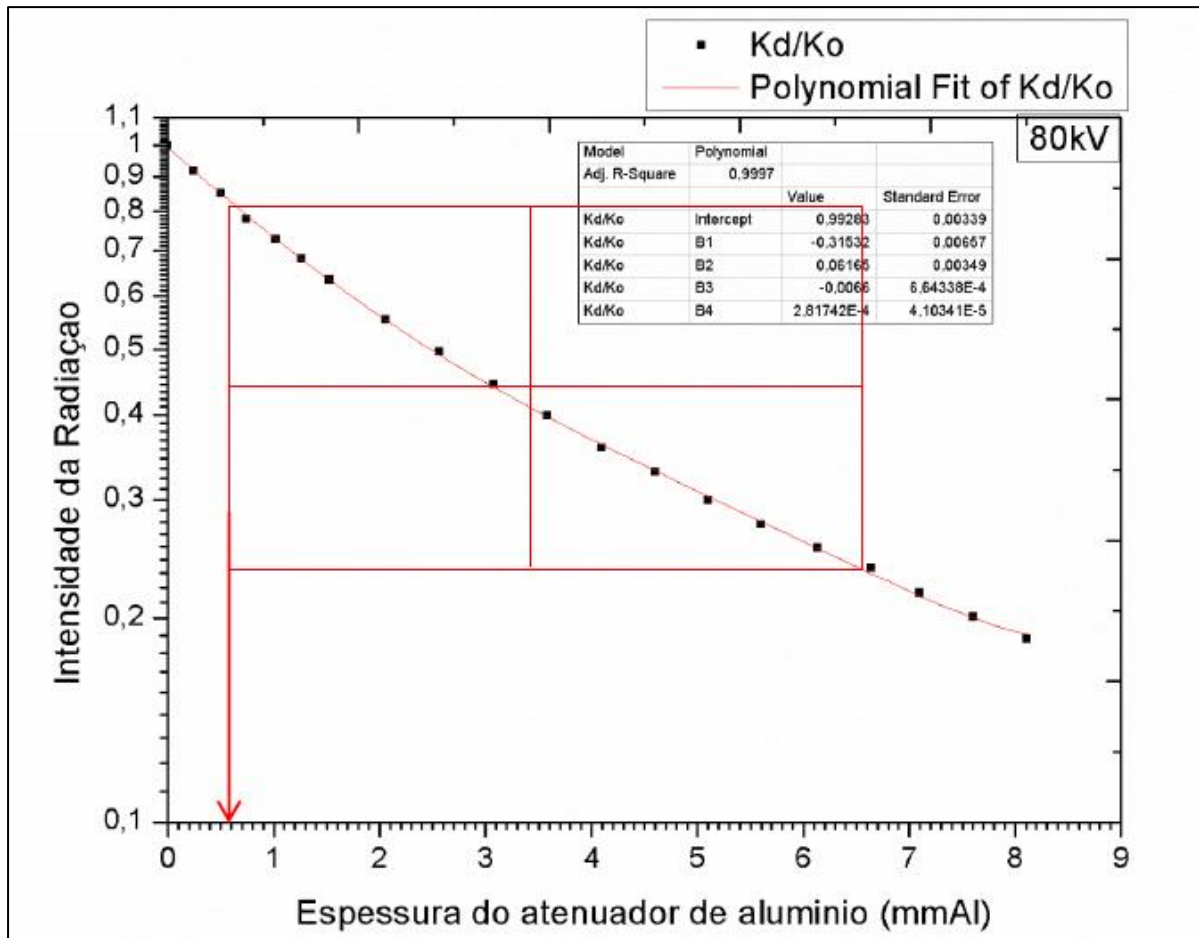


FIG 4.5 Curva de atenuação para a determinação da filtração de alumínio a ser adicionada na saída do feixe de radiação para a implantação da RQR 6

Encontrou-se um valor de filtração a ser adicionado na saída do tubo raios X de 0,60 mm Al para a tensão nominal de 80 kV referente à RQR6 implantada com filtros de alta pureza.

Após ajuste foi adicionado 1,20 mm Al na saída do feixe de raios X.

**TAB. 4.17 Valores da primeira e segunda CSR e coeficiente de homogeneidade do feixe de radiação RQR6.**

---

kV nominal (kV)	80,00
Filtração adicionada (mmAl)	1,20
1ª CSR IEC/TRS 457 (mmAl)	3,01
1ªCSR experimental LCR (mmAl)	3,02
Coeficiente de Homogeneidade IEC/TRS 457	0,69
Coeficiente de homogeneidade experimental LCR	0,69
Diferença do Coeficiente de homogeneidade	0,00
2ªCSR experimental LCR (mmAl)	4,38
Energia Efetiva do Feixe (Kev)	34,92

---

O valor da 1ª CSR obtido com a implantação da RQR6 utilizando filtros de alta pureza apresentou uma diferença de 0,47 %, em relação ao recomendado e o valor do coeficiente de homogeneidade não apresentou uma diferença. As incertezas expandidas, que são apresentadas na TAB 4.18 foram calculadas para um fator de abrangência k igual a 2 em um intervalo de confiança de 95,45 %. Estes cálculos apresentaram valores baixos conforme já analisado no item anterior e as fontes de incerteza são similares às da TAB 4.15.

**TAB. 4.18 Fontes de incerteza para a CSR1 da RQR 6 implantada com filtros de alta pureza**

<b>Fonte de incerteza</b>	<b>Tipo</b>	<b>Distribuição da probabilidade</b>	<b>Percentagem de distribuição (%)</b>
Repetibilidade R CSR	A	Normal	92,56
Repetibilidade R sem atenuação	A	Normal	1,57
Resolução R CSR	B	Retangular	0,02
Resolução R sem atenuação	B	Retangular	0,44
Certificado de calibração do micrômetro	B	Normal	5,00
Resolução micrômetro	A	Retangular	0,42
Repetibilidade da medida com o micrômetro	A	Normal	0,00
<b>Incerteza combinada</b>	<b>Fator de abrangência</b>	<b>Incerteza expandida (mm AI)</b>	
1,14E-03	4,53	5,10E-02	

Na TAB 4.18, pode-se observar que a maior contribuição para a incerteza na medida da camada semiredutora, pode ser relacionada à repetibilidade das medidas este corresponde a 92,56 % da contribuição da incerteza em relação a incerteza combinada das medidas.

#### 4.6.4 RESULTADO DA MEDIDA DA 1ª CSR

Neste estudo de caso, segue a declaração do resultado das Medidas da CSR1 para 60, 70 e 80 kV respectivamente, para um nível de confiança de 95,45 % e um fator de abrangência  $k=2$

**TAB.4.19 resultados de medição da 1ª CSR com suas respectivas incerteza expandida**

<b>kV</b>	<b>CSR</b>	<b>Incerteza expandida</b>	<b>Unidade</b>
<b>60</b>	2,20	$\pm 1,00E-02$	mm Al
<b>70</b>	2,61	$\pm 6,10E-02$	mm Al
<b>80</b>	3,02	$\pm 5,10E-02$	mm Al

Os limites de tolerância para a 1ª CSR mostraram-se dentro de  $\pm 3\%$  como é sugerido pela norma IEC 61267 e para os coeficientes de homogeneidade obtivemos valores dentro do limite de  $\pm 0,03$  que são os limites de tolerância na medida desta grandeza física.

A CSR é indicador da qualidade da radiação, pois, quanto mais energético (maior qualidade), maior será a espessura necessária para reduzir sua intensidade do feixe de radiação à metade.

É importante em uma medida da CSR, que o feixe de radiação esteja bem colimado, pois com feixes divergentes podem aparecer radiações secundárias, dando-nos uma falsa CSR de valor maior.

A determinação da CSR de um feixe de raios X, na verdade não é tão simples, pois temos espectro heterogêneo. A medida que colocamos absorvedores para a determinação da CSR, estes “barram”, os fótons de baixa energia tornando o feixe mais energéticos, pois assim apenas os fótons de maior energia contribuirão para a formação de pares de íons na câmara de ionização

O coeficiente de homogeneidade (h) é dado pela razão entre a 1ª CSR e a 2ª CSR. Com feixes heterogêneos, este coeficiente de homogeneidade será sempre menor que uma unidade ( $<1$ ). Nos resultados obtidos pode-se observar que quanto

menor o (h) que foram obtidos, apresentaram um valor baixo da energia efetiva do feixe de radiação, o que indica a inhomogeneidade do feixe o que se pode concluir que para este experimento a filtração que foi adicionada pode não ter sido adequada, ou seja, está com filtro insuficiente. Quando mais filtros, maior a qualidade do feixe em consequência maior o valor de h. Para feixes monoenergético o valor de h é aproximadamente igual a 1 (um).

Um coeficiente de homogeneidade muito baixo corresponde a um feixe que possui uma energia média baixa, ou seja, possui muitos fótons de baixa energia que do ponto de vista clínico dificilmente teriam eficácia terapêutica e prejudicial na formação de uma imagem para um diagnóstico médico adequado.

#### 4.7 LINEARIDADE DE RESPOSTA DO TUBO DE RAIOS X

Determinou-se a relação linear entre a corrente de ionização e o valor de carga medida em nanocoulomb, irradiando-se sequencialmente a face da câmara de ionização na qualidade de raios X radiodiagnóstico, variando-se o mA mantendo o kV e ms fixo e variando o tempo mantendo kV e mA fixo. A câmara foi posicionada a uma distância de 100 cm da saída do tubo de raios X tomando-se como ponto de referência o centro das superfícies das janelas de entrada.

Os dados obtidos são apresentados nas FIG. 4.6 (onde variou-se o mA mantendo-se o kV e o ms fixo) e nas Figura 4.7 (onde variou-se o tempo mantendo-se o kV e mA fixos). As retas representam os resultados de ajustes lineares a estes dados.

Este estudo tem como objetivo verificar a estabilidade do tubo de raios X

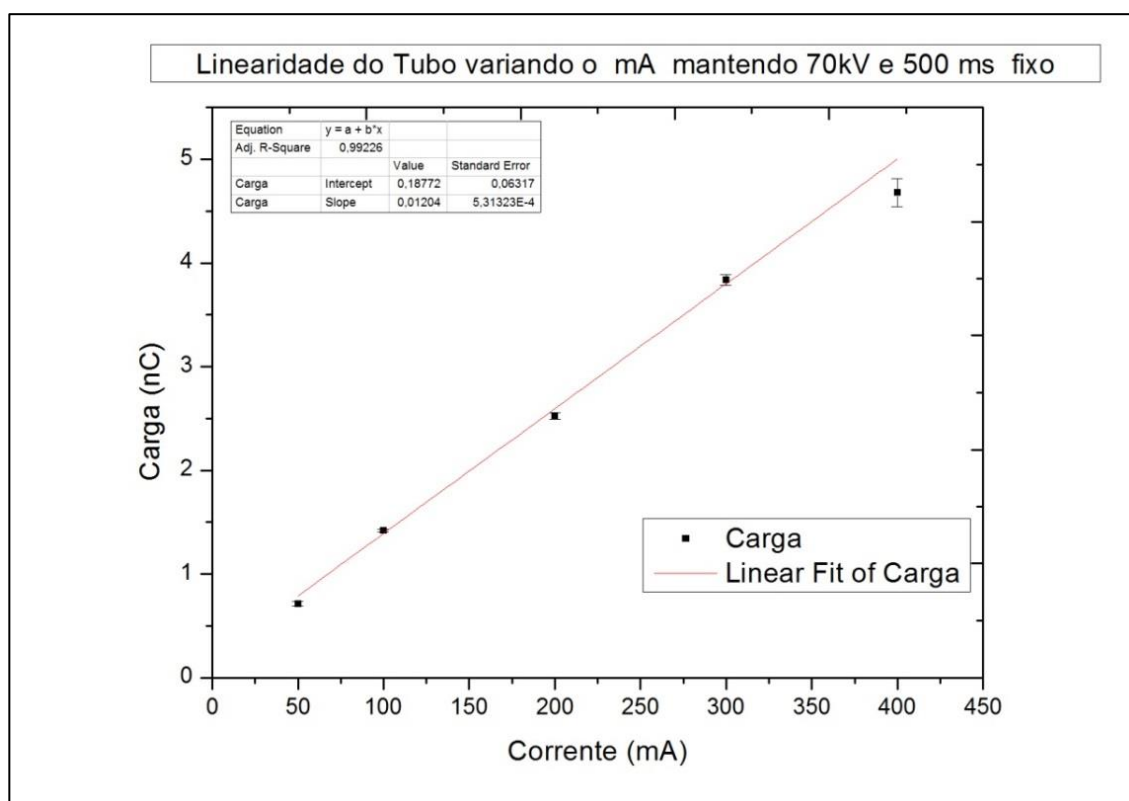


FIG 4.6 Linearidade do Tubo variando o mA mantendo 70 kV e 500 ms fixo



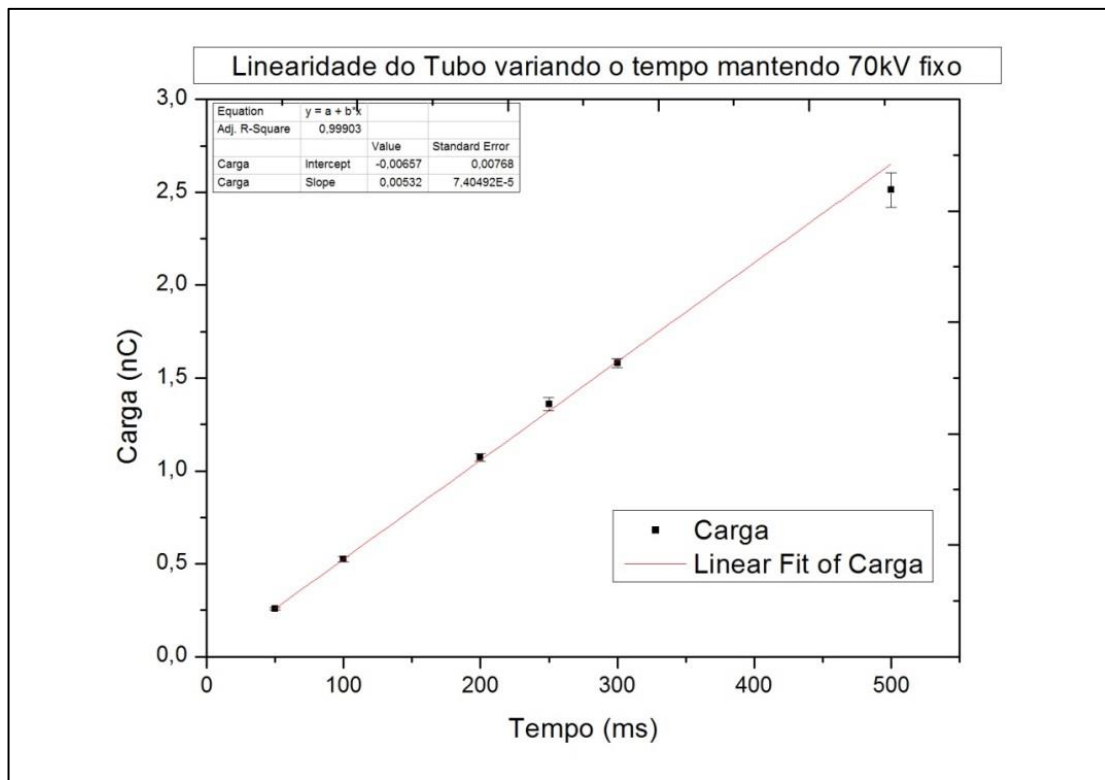


FIG 4.7 Linearidade do tubo variando o tempo mantendo 70 kV e 200 mA fixo

Podemos observar na FIG 4.6 e na FIG 4.7, do tubo apresentou medidas lineares com baixo desvio padrão. O coeficiente de correção de 0,99226 e 0,99903 respectivamente. O que mostra que um grau de correlação das medidas satisfatório.

## 5 CONCLUSÃO

Verificou-se a metodologia e analisou-se os parâmetros das radiações de referência estabelecidas pela International Electrotechnical Commission (IEC) em raios X diagnóstico, objetivando implantá-las em um equipamento de raios X do LCR.

Os testes mostraram que é possível implantar as qualidades de radiação de feixes não atenuados num tubo de raios X não metrológico que se encontra instalado no laboratório de calibração do LCR.

Por meio do estudo do tamanho e da uniformidade do campo de radiação, foi possível observar que usando filme radiográfico, que as leituras das densidades ópticas através dos eixos horizontal e vertical, normalizadas para o ponto central em percentagem, obteve-se um campo de cerca de 50 mm de diâmetro do campo. Esta área útil é suficiente, já que o tipo de câmara a ser calibradas nesta faixa de energia possuem dimensões bem menores do que o tamanho do campo encontrado, estando em acordo com a exigência a norma da IAEA.

O diâmetro determinado de 50 mm com variação de 2% da densidade óptica satisfaz a condição mínima exigida pelo TRS 457.

Para contribuição da radiação espalhada, encontramos um valor de 2% de contribuição, que esta bem abaixo do valor recomendado pela norma, que é de 5%. Portanto o suporte utilizado para o posicionamento dos filtros contribui de maneira não significativa para o espalhamento do feixe primário de radiação o que torna os dados coletados mais confiáveis.

Na avaliação da precisão e a estabilidade da tensão do tubo de raios X, os valores da incerteza expandida estiveram dentro de 1,5 kV para um fator de abrangência  $k = 2$ . Este limite foi verificado nas medidas referente ao método invasivo de medição de kV bem como no método não invasivo.

Os limites de tolerância para a 1ª CSR mostraram-se dentro de  $\pm 3\%$  como é sugerido pela norma IEC 61267. Para os coeficientes de homogeneidade obtivemos valores dentro do limite de  $\pm 0,03$  o que esta dentro do limite de tolerância indicado pela norma.

O tubo apresentou uma resposta linear quanto às medidas de carga, com baixo desvio padrão, o que mostra uma viabilidade dos dados em relação à média e com

um coeficiente de correção de 0,99226 e 0,99903 respectivamente. Sendo possível verificar um grau de correlação das medidas satisfatório.

Foi possível verificar as condições de referência da IEC, identificadas como RQR4, RQR5 e RQR6, com filtros de alta pureza, respeitando-se os valores de 1ª camada semiredutora e coeficiente de homogeneidade requeridos por norma dentro dos limites de tolerância, com seus respectivos valores de incerteza.

Os testes de qualidades efetuados nesse trabalho podem ser empregados em outros sistemas de radiação X, bem como melhorados e complementados. Além disso, recomenda-se que os testes sejam feitos regularmente para que seja possível acompanhar modificações no decorrer do tempo no funcionamento do sistema de radiação X e dos detectores empregados durante os testes.

## 6 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANVISA. Portaria 453 do Ministério da Saúde: **Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico**. Diário Oficial da União de 02 de junho de 1998.

ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. Second edition. Germany: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, 2004.

BAPTISTA NETO, A. T. **Implantação de Radiações de Referência em uma Máquina de Raios-x Diagnóstico Médico para Fins de Calibração de Dosímetros Pessoais**. 2005. 113 f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, 2005.

CNEN- **Comissão Nacional de Energia Nuclear. Serviços de Radioproteção**, NE-3.02. Resolução CNEN 12/88, Agosto de 1988 (CNEN NE 3.02).

EVANDRO J. PIRES, MARIANO G. DAVID, J. GUILHERME PEIXOTO and CARLOS E. DE ALMEIDA. Establishment of Radiation Qualities for Mammography According to the IEC 61267 and TRS 457. **Radiation Protection Dissymetry**. P.1 - 7, 2010.

FREFTAS, L. C; DREXLER, G. The role of secondary standard dosimetry laboratories in diagnostic radiology. **Radiation Protection Dosimetry**. V. 43, n. 1, p. 99-102, 1992.

HO **Higiene ocupacional**. Disponível em:

<http://www.higieneocupacional.com.br/download/detectores-daros.pdf>.

Acesso em: 01 de junho de 2013

IAEA 398, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose **Determination in External Beam Radiotherapy, International Atomic Energy Agency**, 249 p. Technical Reports Series No. 398, Vienna, (2000).

IAEA Nº 457, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice.**359 p. Technical reports series, 457, Vienna, 2007.

IEC 61267, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical diagnostic x - Ray equipment – radiation conditions for use in the determination of characteristics.** Geneva, 2005.

IRVING KAPLAN. **Física Nuclear.** Segunda edição. Editora Guanabara dois. New York Junho de 1954.

INMETRO, Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial. **Guia para Expressão da incerteza de medição. Terceira Edição Brasileira do” Guide to the Expression of Uncertainty im Measurement”.** Edição Revisada (Agosto de 2003).

JOHNS, H. E.; CUNNINGHAN, J.R. The physics of radiology. 4° ed. Springfield.

KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement.** Fourth edition. USA: John Wiley & Sons, 2010

LUIZ. SCAFF. A.M. **Física da Radioterapia.** São Paulo. SARVIER, 1997. Illinois. USA, 1983.

MAIA, A. F.; CALDAS, L. V. E. Determinação de camadas semi-redutoras em feixes de radiação x baseados na norma IEC 61267, **Revista Brasileira de Física Médica.** São Paulo, v. 1, n. 1, p. 9-14. Out. 2005.

MSPC. **Eletrônica- Tópicos diversos.** Disponível em:

<http://www.mspc.eng.br/eletrn/topDiv130.shtml>. Acesso em: 01 de junho de 2013.

NIST **X-ray Mass Attenuation Coefficients** Disponível em  
<http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ElemTab/z13.html>  
Acessado em: 28 de novembro de 2013

NICKOLOFF E. L.; BERMAN, H. L. Factors affecting X-ray spectra.  
**RadioGraphics**, v. 13, n. 6, p. 1337 - 1348, 1993.

PRS, **Programa de Radioproteção em Saúde**. Disponível em:  
[http://www.lcr.uerj.br/tec\\_prs.html](http://www.lcr.uerj.br/tec_prs.html). Acesso em: 01 de junho de 2013.

TAUHATA LUIZ, SALATI, I. P. A.; DI PRINZIO, R; DI PRINZIO, A. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. Rio de Janeiro, RJ: Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, 1999.

TULANE UNIVERSITY. **X-rays and the Production of X-rays**. Disponível em:  
<http://www.tulane.edu/~sanelson/eens211/x-ray.htm>. Acesso em: 01 de junho de 2013.

VIM. Vocabulário Internacional de Metrologia. **Conceitos fundamentais e gerais e termos associados**. 3<sup>o</sup> edição. Rio de Janeiro. Novembro de 2009.

## 7 ANEXO

## 7.1 CÁLCULOS DAS INCERTEZAS

A incerteza do resultado de uma medição reflete a falta de conhecimento exato do valor do mensurando. A palavra “incerteza”, sem adjetivos, refere-se tanto ao conceito geral de incerteza como a qualquer uma ou a todas as medidas quantitativas deste conceito. Quando uma medida específica é visada, são usados os adjetivos apropriados. Uma vez que o valor verdadeiro do resultado de uma medição é desconhecido, qualquer resultado de uma medição será somente uma aproximação ou estimativa do valor do mensurando em questão. Sendo assim, a representação completa de tal mensurando deverá incluir a dúvida deste resultado, a qual é traduzida pela sua incerteza de medição. A incerteza de medição é a indicação quantitativa da qualidade dos resultados de medição, sem a qual os mesmos não poderiam ser comparados entre si, com os valores de referência especificados ou com um padrão.

De acordo com o contexto da globalização, primordialmente na comercialização de produtos, é necessária a adoção de um procedimento universal para a estimativa da incerteza dos resultados de medição, tendo em vista a necessidade da comparabilidade entre resultados visando o intercâmbio das instituições nacionais e internacionais em atendimento principalmente à nova era do mercado mundial.

O início da elaboração do Guia para a Expressão da Incerteza de Medição foi a partir de 1977 com o reconhecimento pelo CIPM (Comité International de Poids et Mèures) da ausência de um consenso mundial sobre a equação do cálculo da incerteza de um resultado de medição. O CIPM então solicitou ao BIPM (Bureau International des Poids et Mèures) que tratasse o problema em conjunto com os laboratórios nacionais de metrologia e que se fizesse uma recomendação para uma metodologia de estimativa da incerteza de medição. Esta responsabilidade foi conferida à ISO (International Organization for Standardization) TAG 4 (Technical Advisory Group on Metrology 4). O TAG 4, por sua vez, estabeleceu o Working Group 3 (WG3) com especialistas designados pelo BIPM, IEC (International Electrotechnical Commission), ISO e OIML (Organisation Internationale de Métrologie Légale), sendo também referendados pelo presidente do TAG 4. A primeira versão do Guia para a Expressão da Incerteza de Medição surgiu em 1993



como ISO/TAG4-WG3 1993. Este Guia foi revisado e publicado em 1995 com o título: "Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement" (ISO, 1995). Mais recentemente no Brasil foi publicada a tradução do Guia com o seguinte título: Guia para a Expressão da Incerteza de Medição – Terceira Edição Brasileira – Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement. O Guia para a Expressão da Incerteza de Medição, apresenta algumas limitações tais como: linearização do modelo; suposição da normalidade do mensurando; cálculo dos graus de liberdade efetivos da incerteza combinada.

De acordo com a recomendação do Guia, é prática comum na análise rotineira da estimativa da incerteza expandida se considerar a distribuição do resultado como sendo normal. A incerteza expandida  $U$  é estimada como sendo o produto do fator de abrangência  $k$  e a incerteza combinada  $u_c(y)$ , sendo assemelhada à variável normal. Assim, é muito comum a apresentação da declaração de incertezas obtidas utilizando-se um fator de abrangência  $k = 2$ , o qual corresponde a uma probabilidade de abrangência de 95,45 %.

O resultado de uma medição, após correção dos efeitos sistemáticos reconhecidos, é ainda, tão somente uma estimativa do valor do mensurando por causa da incerteza proveniente dos efeitos aleatórios e da correção imperfeita do resultado para efeitos sistemáticos. O resultado de uma medição, após correção dos efeitos sistemáticos reconhecidos, é ainda, tão somente uma estimativa do valor do mensurando por causa da incerteza proveniente dos efeitos aleatórios e da correção imperfeita do resultado para efeitos sistemáticos (INMETRO, 2003).

A precisão de medidas em dosimetria especifica a reprodutibilidade das medidas sob condições semelhantes, e pode ser estimada a partir de dados obtidos em medidas repetidas. Uma alta precisão está relacionada com um pequeno desvio padrão da distribuição das medidas. A precisão de uma única medida indica sua proximidade ao valor esperado da quantidade medida. Da mesma forma, a precisão do valor médio de uma série de medidas repetidas expressa sua proximidade ao valor esperado. Para uma grande quantidade de medidas, seu valor médio coincide com o valor esperado (IAEA, 2000).

A exatidão de medidas em dosimetria é a proximidade de seu valor esperado ao valor real da quantidade medida. Os resultados de medidas não podem ser absolutamente exatos e sua inexatidão é caracterizada como incerteza. A exatidão

é a medida do efeito coletivo dos erros em todos os parâmetros que influenciam as medidas (IAEA, 2000).

A incerteza é um parâmetro que descreve a dispersão dos valores medidos de uma quantidade; pode ser avaliada por métodos estatísticos (incertezas do tipo A) ou por outros métodos (incertezas do tipo B), não possui sinal conhecido e normalmente é admitida como sendo simétrica. A incerteza de medição expressa a qualidade de uma medição (INMETRO, 2003).

## 7.2 TIPOS DE DISTRIBUIÇÃO DE PROBABILIDADE

A dispersão de um conjunto de valores pode tomar diferentes formas, ou distribuições de probabilidade. Em um conjunto de leituras, muitas vezes os valores tendem a se encontrar mais próximos da média. Esta é uma típica distribuição normal ou Gaussiana (INMETRO, 2003). Pode-se ver este tipo de distribuição quando se examina parâmetros de um equipamento de raios X, tais como a taxa de kerma por este emitida. A maioria dos valores de taxa de kerma estará próxima da média; poucos são extremamente mais altos ou baixos.

No cálculo da incerteza relativa a medidas que obedecem a uma distribuição normal, deve-se dividir o valor do desvio padrão das leituras pela raiz quadrada da quantidade de medidas realizadas.

Quando os valores das medições encontram-se distribuídos igualmente entre o maior e menor valor, gera-se uma distribuição retangular, ou seja, uniforme. Outra forma de distribuição da probabilidade dos valores de leitura é a triangular. Neste tipo de distribuição, supõe-se que um valor de leitura admite valores que se encontram em uma faixa mais limitada em relação a uma distribuição retangular.

### 7.3 TIPOS DE INCERTEZA E MÉTODOS DE CÁLCULO

Para a realização do cálculo da incerteza inerente a um processo de medição, primeiramente é preciso identificar as fontes de incerteza. A partir deste ponto precisa-se estimar a contribuição de cada fonte no valor de incerteza. Finalmente, as incertezas individuais são combinadas para gerar a incerteza padrão combinada.

Existem regras para determinar a contribuição de cada incerteza e para combiná-las, além disso, é preciso determinar o tipo de incerteza associada ao processo de medição. Estas regras para o cálculo das incertezas associadas a um conjunto de medidas são descritas no guia para a expressão da incerteza de medição.

O propósito da classificação Tipo A e Tipo B é de indicar as duas maneiras diferentes de avaliar os componentes da incerteza e serve apenas para discussão; a classificação não se propõe a indicar que haja qualquer diferença na natureza dos componentes resultando dos dois tipos de avaliação. Ambos os tipos de avaliação são baseados em distribuições de probabilidade e os componentes de incerteza resultantes de cada tipo são quantificados por variâncias ou desvios padrão (INMETRO, 2003).

A metodologia do Guia para a Expressão da Incerteza de Medição, pode ser resumida nos seguintes passos principais: a) definição do mensurando; b) elaboração do diagrama causa-efeito; c) estimativas das incertezas das fontes de entrada; d) cálculo dos coeficientes de sensibilidade; e) cálculo das componentes de incerteza; f) combinação das componentes; g) cálculo dos graus de liberdade efetivos; h) determinação do fator de abrangência; i) estimativa da incerteza expandida. Dentre estas etapas, a mais importante é a definição do mensurando. Uma boa fundamentação do mensurando certamente possibilitará a elaboração de um diagrama causa-efeito adequado e, conseqüentemente, uma estimativa da incerteza mais realista, a qual contemplará todas as fontes que impactam no mensurando. A metodologia de cálculo estabelecida desta forma possibilita ao técnico identificar a qualquer tempo as fontes de incerteza que são preponderantes no processo de estimativa da incerteza geral (INMETRO, 2003).

Na aplicação desta metodologia, deve-se interpretar e avaliar os valores gerados a cada passo de cálculo para que a estimativa da incerteza de medição não se torne apenas um simples cálculo ou uma atividade para atender o requisito respectivo da norma ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas) ISO/IEC 17025:2005 (Requisitos gerais para a competência de laboratórios de ensaio e calibração).

#### 7.4 ESTIMATIVA DA INCERTEZA DE MEDIÇÃO

Na estimativa da incerteza da medição, é de grande importância, se fazer a definição do mensurando de forma correta afim de que seja possível definir de forma correta as possíveis variáveis que podem interferir na grandeza física a ser estudada.

Geralmente o mensurando não é medido diretamente, mas determinado a partir de “n” grandezas de entrada, através de uma relação funcional, conforme a equação 7.1:

$$y = f(x_1 + x_2 + \dots + x_n) \quad (7.1)$$

Onde  $x_1, x_2, \dots, x_n$  são as grandezas cujos valores e respectivas incertezas são diretamente determinadas durante a medição, como por exemplo: temperatura ambiente, pressão barométrica, umidade, etc. Existem também outras grandezas cujos valores e incertezas provêm de fontes externas para a medição, tais como: certificados de padrões, materiais de referência, valores de referência da literatura, etc.(INMETRO, 2003).

Um bom entendimento do mensurando possibilita a dedução de uma equação que de alguma maneira tenha uma abrangência, onde todas as suas possíveis grandezas de base e fontes de incertezas sejam contempladas na estimativa da incerteza de medição de um mensurando.

Após a definição da equação do mensurando, um diagrama causa-efeito bem elaborado torna-se uma ferramenta bastante importante para a estimativa da incerteza de medição.

## 7.5 FORMA DE AVALIAÇÃO DA INCERTEZA PADRÃO

As incertezas padrão de cada fonte de entrada,  $u(x_i)$ , são estimadas em função da maneira como a fonte de entrada aparece para definir o mensurando.

Podem ser avaliadas basicamente por dois tipos:

Tipo A. método de avaliação da incerteza pela análise estatística de série de observações.

Tipo B método de avaliação da incerteza por outros meios que não a análise estatística de série de observações.

Na estimativa da incerteza de uma medição são analisados os parâmetros como:

- Incerteza padrão ( $u_A$ );
- Incerteza padrão combinada ( $u_C$ );
- Coeficiente sensibilidade (C);
- Incerteza expandida (U);
- Graus de liberdade ( $\nu$ );
- Fator de abrangência (k); e
- Nível de confiança ou probabilidade de abrangência.

## 7.6 AVALIAÇÕES DA INCERTEZA-PADRÃO TIPO A

Na maioria dos casos, a melhor estimativa disponível da esperança ou valor esperado de uma grandeza que varia aleatoriamente e para a qual  $n$  observações independentes foram obtidas sob as mesmas condições de medição, é a média aritmética ou média (INMETRO, 2003).

Na avaliação da incerteza do tipo A o método descrito, baseia-se na análise estatística de series de observações, através de cálculos de média das medições e seu desvio padrão; em uma série de ( $n$ ) medidas, onde são obtidos valores  $x_i$ , a melhor estimativa da quantidade de  $x$  é dada pela média aritmética das mesmas, que são obtidas da seguinte forma como é mostrado na equação 7.2:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (7.2)$$

A repetição de uma medida da variável  $x$  nas mesmas condições experimentais conduz a uma distribuição aleatória de resultados em torno de um valor médio  $\bar{x}$  (média aritmética) que pode ser considerado como o melhor valor obtido nesta medida. Num grande número de situações, esta repetição realizada  $N$  vezes nas mesmas condições experimentais conduz a um valor médio que se aproxima do “verdadeiro” valor da grandeza à medida que  $N$  aumenta. Pode calcular-se o desvio padrão.

A medida de uma grandeza dosimétrica “ $X$ ”, quando repetida  $N$  vezes pode ser melhor estimada pelo valor médio de um conjunto de medidas  $X_i$ .

As observações individuais  $x_i$  diferem em valor por causa de variações aleatórias nas grandezas de influência, ou dos efeitos aleatórios. A variância experimental das observações, que estima a variância  $s^2$  da distribuição de probabilidade de  $x$ , é dada por:

$$s^2 = \sum_{i=1}^N \frac{(x_i - \bar{x})^2}{N-1} \quad (7.3)$$

O desvio padrão amostral  $s$  caracteriza uma parcela da população da qual inferimos resultados. Este é calculado de acordo com a equação 7.4.

$$s = \sqrt{\sum_{i=1}^N \frac{(x_i - \bar{x})^2}{N-1}} \quad (7.4)$$

A estimativa da variância e sua raiz quadrada positiva  $s(x_i)$ , denominada desvio padrão experimental, caracteriza a variabilidade dos valores  $x_i$  observados ou, mais especificamente, sua dispersão em torno de sua média  $\bar{x}$  (INMETRO, 2003).

A avaliação tipo A da incerteza padrão é intrínseca ao processo de medição e é realizada através de um tratamento estatístico do conjunto de repetições das observações de  $x_i$ . Quando são executadas repetições das medições da grandeza de entrada  $x_i$  sob condições de repetitividade, uma das avaliações Tipo A da incerteza padrão é:

$$u(\bar{x}) = \frac{s(x)}{\sqrt{n}} \quad (7.5)$$

onde:

$u_A(\bar{x})$  é o valor da incerteza do tipo A.

$s(x)$  = desvio padrão dos valores individuais do conjunto de repetições;

$n$  = número de repetições do conjunto.

Em outras palavras a avaliação da incerteza Tipo A refere-se ao método de avaliação da incerteza pela análise estatística de série de observações, tais como:

- média
- desvio-padrão experimental.

## 7.7 AVALIAÇÃO DA INCERTEZA TIPO B

Quando a avaliação da incerteza da fonte de entrada é realizada por um método diferente do estatístico, a avaliação da incerteza padrão é denominada do tipo B.

O uso adequado do conjunto de informações disponíveis para uma avaliação do Tipo B da incerteza padrão exige o discernimento baseado na experiência e no conhecimento geral, sendo esta uma habilidade que pode se adquirida com a prática. Deve-se reconhecer que uma avaliação do Tipo B da incerteza padrão pode ser tão confiável quanto uma avaliação do Tipo A, especialmente numa situação de medição onde uma avaliação do Tipo A é baseada em um número comparativamente pequeno de observações estatisticamente independentes (INMETRO, 2003).

As incertezas padrão do tipo B não podem ser estimadas por medidas repetidas, mas são conjecturas ou julgamentos científicos de incertezas não estatísticas associadas com a medida. Elas incluem influências no processo de medida, aplicação de fatores de correção ou dados físicos retirados da literatura. Geralmente assume-se que as incertezas padrão do tipo B possuem uma distribuição de probabilidade, como uma distribuição normal (Gaussiana) ou uma distribuição retangular (mesma probabilidade em qualquer ponto interior aos limites dados). A incerteza padrão do tipo B pode ser derivada estimando-se o limite que o fator não ultrapassará, e uma fração deste limite é dada como  $u_B$ . A fração é escolhida de acordo com a distribuição assumida (INMETRO, 2003).

Incertezas do Tipo B são estimadas usando qualquer outra informação. Pode ser informação de medições em experiências passadas, de certificados de calibração, especificações de fabricantes, de cálculos, de informações publicadas, além da experiência do realizador das medidas para estimá-las da forma mais coerente possível.

Um das estimativas da incerteza padrão Tipo B,  $u(x_i)$ , é realizada quando os valores de  $u(x_i)$  têm uma determinada distribuição assumida e um intervalo de dispersão. As distribuições normalmente enfocadas são a retangular, a triangular, a normal, etc. Assumindo-se que a variação de  $u(x_i)$  tenha distribuição retangular



num intervalo simétrico “ $\pm a$ ”, a estimativa da incerteza padrão neste caso é definida pela equação 7.6.

$$u(x_i) = \frac{a}{\sqrt{3}} \quad (7.6)$$

onde:

$u(x_i)$  é o valor da incerteza do Tipo B.

É importante observar que uma avaliação da incerteza Tipo B pode ser tão confiável quanto uma avaliação do Tipo A, especialmente em uma situação de medição onde uma avaliação do Tipo A é baseada em um número comparativamente pequeno de observações estatisticamente independentes (INMETRO, 2003).

Assumindo-se que  $x_i$  tenha agora uma distribuição triangular num intervalo “ $\pm a$ ”, a estimativa da incerteza padrão é definida pela equação 7,7.

$$u(x_i) = \frac{a}{\sqrt{6}} \quad (7.7)$$

Quando a incerteza de uma fonte de entrada ( $x_i$ ) provém de um certificado de calibração com as informações da probabilidade e do fator de abrangência ( $k$ ), a estimativa da incerteza padrão é definida pela equação 7.8:

$$u(x_i) = \frac{U}{k} \quad (7.8)$$

Onde “U” é a incerteza expandida e “k” o fator de abrangência declarada no certificado de calibração da respectiva fonte de entrada.

## 7.8 COEFICIENTE DE CORRELAÇÃO DE PEARSON

Uma das formas quantitativas de avaliação da intensidade da correlação (intensidade da associação linear existente entre as Variáveis), entre duas variáveis  $x$  e  $y$  é o cálculo do coeficiente de Pearson  $r_{(x,y)}$ , o qual é definido pela equação 7.9.

$$r_{x,y} = \frac{n_t \sum x_i y_i - \sum x_i \sum y_i}{\sqrt{[n_t \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2][n_t \sum y_i^2 - (\sum y_i)^2]}} \quad (7.9)$$

onde

$x_i$  e  $y_i$  são os pares dos valores que definem os pontos no diagrama de dispersão;

$n_t$  Número total de pares dos valores.

Uma forma qualitativa de se identificar se duas variáveis estão correlacionadas é fazendo o uso de um diagrama de dispersão. A representação de um diagrama de dispersão é elaborada a partir de pares ordenados  $(x_i, y_i)$ , onde  $x_i$  é o valor observado de uma variável e  $y_i$  é o seu correspondente da outra variável.

Variáveis positivamente correlacionadas. No limite, isto é, se a correlação for "perfeita" como é o caso se considerarmos a correlação da variável  $x$  consigo própria o coeficiente de correlação será igual a 1.

As variáveis estão negativamente correlacionadas. No limite, isto é, se a correlação for "perfeita" o coeficiente de correlação será igual a - 1.

As variáveis não estão correlacionadas. No limite, isto é, em caso de "absoluta independência" o coeficiente de correlação será igual a 0 (zero).

O diagrama de dispersão mostrará que a correlação será tanto mais forte quanto mais próximo estiver o coeficiente de  $- 1$  ou  $+ 1$ , e será tanto mais fraca quanto mais próximo o coeficiente estiver de zero.

## 7.9 CÁLCULO DOS COEFICIENTES DE SENSIBILIDADE

Estimadas as incertezas das fontes de entrada, é necessário definir os coeficientes de sensibilidade do mensurando em relação a cada fonte de entrada. O coeficiente de sensibilidade  $c_i$  do mensurando ( $y$ ) em relação a cada fonte de entrada ( $x_i$ ) é definido como:

$$c_i = \frac{\partial y}{\partial x_i} \quad (7.10)$$

No caso de não ocorrer uma relação direta entre o mensurando com alguma fonte de entrada, é necessária a realização de um experimento para se determinar o coeficiente de sensibilidade do mensurando em relação a essa dada fonte de entrada.

## 7.10 COMPONENTES DE INCERTEZA

Com a estimativa das incertezas-padrão de todas as fontes de entrada do mensurando e os seus coeficientes de sensibilidade calculados, cada respectiva componente de incerteza na unidade do mensurando pode ser estimada pela equação 7.11.

$$u_{x_i}(y) = \frac{\partial y}{\partial x_i} u \quad (7.12)$$

Onde:

$u_{x_i}(y)$  Componente de incerteza do mensurado referente a cada fonte  $x_i$ ;

$c(x_i)$  Coeficiente de sensibilidade referente a cada fonte  $x_i$ ;

$u(x_i)$  Incerteza referente a cada fonte  $x_i$ .

Nesta etapa da metodologia de cálculo da incerteza de medição pelo é possível avaliar de forma mais objetiva o impacto da incerteza de cada fonte de entrada na incerteza combinada do mensurando. Nesta fase de implementação da metodologia do documento, é possível definir a exatidão necessária de qualquer

uma das fontes de entrada do mensurando em relação à tolerância do seu respectivo processo.

### 7.11 CÁLCULO DA INCERTEZA-PADRÃO COMBINADA

A estimativa da incerteza padrão combinada,  $u_c(y)$  é obtida a partir da combinação das incertezas padrão,  $u_{x_i}(y)$ , de cada uma das fontes de entrada ( $x_i$ ). O Guia para Expressão da Incerteza de Medição, estabelece duas equações para a combinação de incertezas: uma para quando não há correlação entre as incertezas das fontes de entrada (não correlacionadas) e outra quando há correlação entre as incertezas das fontes de entrada.

A partir da determinação das componentes da incerteza de forma consistente, a incerteza combinada padrão pode ser pensada como equivalente a “um desvio padrão” de nível de confiança.

### 7.12 INCERTEZAS COMBINADA DE FONTES DE ENTRADA NÃO CORRELACIONADAS

Quando não há correlação entre as incertezas das fontes de um mensurando, a sua respectiva incerteza padrão combinada  $u_c(y)$  é calculada pela equação 7.13:

$$u_c(y) = \sqrt{\sum_{i=1}^N (c_i(x_i) \cdot u(x_i))^2} \quad (7.13)$$

### 7.13 INCERTEZAS COMBINADA DE FONTES DE ENTRADA CORRELACIONADAS

Quando há correlação entre as incertezas das fontes de um mensurando, a sua respectiva incerteza padrão combinada  $u_c(y)$  é calculada pela equação 7.14.

$$u_c(y) = \sqrt{\sum_{i=1}^n \left[ \frac{\partial y}{\partial x_i} \right]^2 u^2(x_i) + 2 \sum_{i=1}^{n-1} \sum_{j=i+1}^n c_i c_j u(x_i) u(x_j) r(x_i, y_j)} \quad (7.14)$$

onde

$$y = f(x_1 + x_2 + \dots + x_n)$$

$c_i = \frac{\partial y}{\partial x_i}$  Coeficiente de sensibilidade: descreve como o valor de y varia com as

mudanças nos parâmetros  $x_1 + x_2$  etc...

$r(x_i, y_j)$  Coeficiente de correlação (entre -1 e +1).

## 7.14 CÁLCULOS DOS GRAUS DE LIBERDADE

O fator de abrangência é determinado à partir da distribuição t de Student com graus efetivos de liberdade  $V_{eff}$ , para um nível de confiança p. O valor do grau efetivo de liberdade,  $V_{eff}$ , a ser utilizado para determinar k é calculado por meio da aproximação dada pela fórmula de Welch-Satterthwaite: equação 7.15.

$$V_{eff} = \frac{U_c^4(y)}{\sum_{i=1}^N \frac{(u(x_i) \cdot c_i(x_i))^4}{v_i}} \quad (7.15)$$

onde:

N - número de fontes de entrada;

$u(x_i)$  - graus de liberdade de cada fonte de entrada;

$u_c(y)$  - incerteza-padrão de cada fonte de entrada na unidade do mensurando;

$u(x_i)$  - incerteza-padrão de cada fonte de entrada;

$c_i(x_i)$  - coeficiente de sensibilidade do mensurando em relação a cada fonte de entrada.

No caso de incertezas do Tipo A,  $v_i$  será determinado com base nos dados e no processo de medição. Para n observações independentes de uma grandeza de entrada  $X_i$ , determinada por medição direta pela média aritmética das observações, tem-se que o grau de liberdade é dado pela equação 7.16.

$$v_i = n - 1 \quad (7.16)$$

O número de graus de liberdade é um número inteiro. Sempre que houver números decimais no valor dos graus de liberdade efetivos, somente a parte inteira do número deve ser considerada. No caso de incertezas do Tipo B, quando  $v_i$  não for declarado em certificados de calibração, não puder ser obtido da literatura ou determinado com base na experiência, será considerado preferencialmente que  $v_i = \infty$ .

### 7.15 DETERMINAÇÃO DO COEFICIENTE DE ABRANGÊNCIA

O fator de abrangência ( $k$ ) é definido a partir da distribuição  $t$  de Student que é apresentado no Anexo G do Guia para Expressão da Incerteza de Medição (INMETRO, 2003), e o mesmo depende da probabilidade de abrangência, geralmente de 95,45%, e também do número de graus de liberdade efetivos da incerteza padrão combinada  $u_c(y)$ .

O fator de abrangência ( $k$ ) é o fator numérico utilizado como um multiplicador da incerteza padrão combinada de modo a obter uma incerteza expandida (INMETRO, 2003, p. 03).

Em certos casos, uma incerteza global, pode ser estabelecida em um nível de confiança diferente. De acordo com a finalidade das medidas, precisa-se de maior nível de confiança; este novo cálculo pode ser feito usando o fator de abrangência, “K”.

## 7.16 ESTIMATIVA DA INCERTEZA

Eventualmente, a incerteza-padrão combinada  $u_c(y)$ , pode ser utilizada para expressar a incerteza de um resultado de medição. Porém, em algumas aplicações comerciais, industriais, regulamentares, e quando a segurança e a saúde estão em foco, se faz necessária a declaração de uma incerteza que defina um intervalo em torno do resultado de medição. Espera-se que este intervalo englobe uma grande porção da distribuição de valores que podem razoavelmente ser atribuídos ao mensurando. A incerteza expandida  $U$ , para uma determinada probabilidade de abrangência  $p$ , é estimada pela equação 2.20. A sua probabilidade de abrangência geralmente citada é 95% ou 95,45%.

$$U = U_c(y) \cdot k \quad (2.20)$$

A incerteza expandida pode ser expressa em termos da unidade do mensurando ou também de forma relativa (% , ppm, ppb, etc.). O valor da incerteza expandida deverá ser declarado no máximo com dois algarismos significativos; desta maneira é definida a respectiva resolução do seu valor. Por sua vez, a resolução do valor da incerteza expandida estabelece a resolução do valor mais provável do mensurando.

## 7.17 EXPRESSÃO NUMÉRICA DO RESULTADO DE MEDIÇÃO

O resultado da medição do mensurando deverá ser declarado como  $y \pm U$ , complementado com as informações sobre a probabilidade e o fator de abrangência “k”.

## 7.18 PROCESSO DE AVALIAÇÃO DA INCERTEZA

No processo de avaliação da incerteza, seguiremos alguns caminhos de acordo com a ordem que será descrita abaixo, porém essa ordem poderá ser adaptada de acordo com a situação e com as condições referentes a análise de cada grandeza a ser estudada neste trabalho.

- Especificar o mensurando e definir um modelo matemático;
- Identificar os componentes de incerteza;
- Quantificar as componentes de incerteza e verificar os níveis de confiança;
- Definir o tipo de distribuição para cada tipo de incerteza;
- Usar o divisor e o coeficiente de sensibilidade para obter a incerteza padrão;
- Calcular a incerteza combinada;
- Calcular os graus de liberdade efetivos;
- Determinar o fator de abrangência;
- Calcular a incerteza expandida.