



COPPE/UFRJ

**PADRONIZAÇÃO DA GRANDEZA KERMA NO AR PARA RADIODIAGNÓSTICO
E PROPOSTA DE REQUISITOS PARA LABORATÓRIOS DE CALIBRAÇÃO**

Manoel Mattos Oliveira Ramos

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Nuclear.

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Rio de Janeiro
Março de 2009

PADRONIZAÇÃO DA GRANDEZA KERMA NO AR PARA RADIODIAGNÓSTICO E
PROPOSTA DE REQUISITOS PARA LABORATÓRIOS DE CALIBRAÇÃO

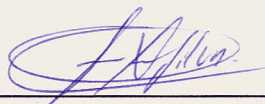
Manoel Mattos Oliveira Ramos

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA NUCLEAR.

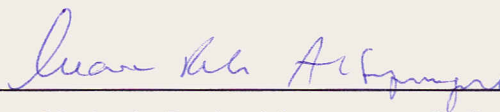
Aprovada por:



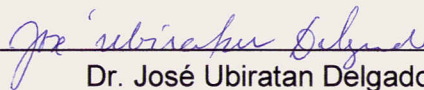
Prof. Ricardo Tadeu Lopes, DSc.



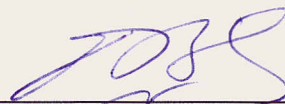
Prof. Ademir Xavier da Silva, DSc.



Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens, DSc.



Dr. José Ubiratan Delgado, DSc.



Dr. Teógenes Augusto da Silva, DSc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

MARÇO DE 2009

Ramos, Manoel Mattos Oliveira

Padronização da Grandeza Kerma no Ar para Radiodiagnóstico e Proposta de Requisitos para Laboratórios de Calibração/ Manoel Mattos Oliveira Ramos – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2009.

XII, 133 p: il.; 29,7 cm.

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2009.

Referências Bibliográficas: p. 79-85

1. Padronização do Kerma no ar. 2. Metrologia. 3. radiodiagnóstico. 4. Acreditação. I. Lopes, Ricardo Tadeu. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título

Há homens que lutam um dia e são bons.
Há outros que lutam um ano e são melhores.
Há aqueles que lutam muitos anos e são muito bons.
Porém há aqueles que lutam toda a vida. Esses são os imprescindíveis.

Bertold Brecht

Em memória de Manoel d'Oliveira Ramos e Davina Mattos

Para Nádia, Daniel e Juliana

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Instituto de Radioproteção e Dosimetria pelo apoio institucional para realização deste trabalho.

Ao Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, representado pelo Laboratório de Calibração de Dosímetros, e na pessoa do Eng. Annibal Baptista, pelo pronto auxílio para realização de irradiações e calibrações.

Ao IEE/USP, representado pelo STAMH, pela disponibilidade de testar e calibrar o medidor não invasivo PTW Diavolt.

Aos laboratórios da Rede de Metrologia em Radiodiagnóstico pelas contribuições à proposta de requisitos para laboratórios de calibração.

À Agência Internacional de Energia Atômica pelo financiamento parcial deste trabalho, por meio do CRP E2.10.06.

Ao orientador Prof. Ricardo Tadeu Lopes pelos estímulos e orientação construtiva desde meu ingresso como aluno do curso de Engenharia Nuclear, na COPPE/UFRJ.

Ao pesquisador Dr. José Guilherme Pereira Peixoto pela orientação prática deste trabalho, com sugestões, incentivo e amizade. Sem sua interferência este trabalho não teria se tornado possível.

Aos colegas dos laboratórios do LNMRI/IRD, tanto do SEMRI quanto do SEMRA, pelas horas de convívio frutífero e apoio, mesmo nas decisões mais difíceis.

Ao Eng. Marco Aurélio Guedes Pereira, do IEE/USP, pela atenção e boa vontade em acompanhar os testes com o Diavolt e em disponibilizar seus conhecimentos.

Ao Eng. Elton Gomes, do CDTN, pelas importantes informações e sugestões que muito contribuíram para a implementação das qualidades de raios-X em radiodiagnóstico.

A Margareth Maria de Araujo pelo apoio moral nas minhas investidas por novos caminhos, por acreditar nos meus projetos e me dedicar sua sincera amizade.

A Luiz Carlos Garcia pelo desenvolvimento do programa “Eletrômetro” em Labview e produtiva troca de experiências.

Ao serviço de apoio administrativo do programa de Engenharia Nuclear da COPPE por dispensar a necessária atenção sempre que solicitados.

À Nadia, Daniel e Juliana, que com Amor e paciência contribuíram para a conclusão deste trabalho.

Resumo da Tese apresentada a COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D. Sc).

PADRONIZAÇÃO DA GRANDEZA KERMA NO AR PARA RADIODIAGNÓSTICO E PROPOSTA DE REQUISITOS PARA LABORATÓRIOS DE CALIBRAÇÃO

Manoel Mattos Oliveira Ramos

Março/2009

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Programa: Engenharia Nuclear

No país a demanda por serviços de calibração e controle de qualidade em radiodiagnóstico é crescente, desde a publicação da portaria 453 do Ministério da Saúde, em 1998. Para produzir resultados frente à nova legislação, muitos laboratórios usavam diferentes padrões e qualidades de radiação, dos quais alguns poderiam, na ocasião, ser inadequados. As normas internacionais tampouco forneciam qualidades de radiação de radiodiagnóstico consistentes e padronizadas para os diferentes tipos de equipamentos disponíveis. Esta situação mudou com a publicação da nova edição da norma IEC 61267, publicada em 2005.

Uma rede de metrologia em radiodiagnóstico foi criada e está operacional, mas ela ainda não está acreditada pelo organismo acreditador do país, o INMETRO.

Neste trabalho buscou-se implementar a padronização do kerma no ar para as qualidades não atenuadas (RQR) de radiodiagnóstico da IEC 61267 e desenvolver uma proposta de requisitos para laboratórios de calibração de instrumentos.

Resultados de comparações interlaboratoriais demonstram que a grandeza está padronizada e internacionalmente rastreável. Uma proposta de requisitos para laboratórios foi concluída e será submetida ao INMETRO para ser utilizada como documento normativo auxiliar na acreditação de laboratórios.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D. Sc).

AIR KERMA STANDARDIZATION FOR DIAGNOSTIC RADIOLOGY, AND
REQUIREMENTS PROPOSAL FOR CALIBRATION LABORATORIES

Manoel Mattos Oliveira Ramos

March/2009

Advisor: Ricardo Tadeu Lopes

Department: Nuclear Engineering

The demand for calibration services and quality control in diagnostic radiology has grown in the country since the publication of the governmental regulation 453, issued by the Ministry of Health in 1998. At that time, to produce results facing the new legislation, many laboratories used different standards and radiation qualities, some of which could be inadequate. The international standards neither supplied consistent radiation qualities and standardization for the different types of equipments available. This situation changed with the publication of the new edition of the IEC 61267 standard, published in 2005.

A metrology network was created, but it is not yet accredited by the accreditation organism of the country, INMETRO.

The objective of this work was to implement the standardization of the air kerma for the unattenuated qualities (RQR) of IEC 61267, and to develop a requirement proposal for instruments calibration laboratories.

Results of interlaboratory comparisons demonstrate that the quantity is standardized and internationally traceable. A laboratory requirement proposal was finalized and it shall be submitted to INMETRO to be used as auxiliary normative document in laboratory accreditation.

ÍNDICE

	Página
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. A rede de metrologia em radiodiagnóstico	3
1.2. Objetivos deste Trabalho	5
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	7
2.1. Evolução da norma IEC 61267	7
2.2. O potencial de pico prático (PPV)	14
2.3. O código de prática internacional para dosimetria em radiodiagnostico - TRIS 457 da IAEA	16
2.4. O PPV como grandeza para medir tensão em radiodiagnóstico	17
2.5. Metrologia, padronização e acreditação	18
2.5.1. Metrologia	18
2.5.2. Padronização na metrologia	19
2.5.3. Acreditação	20
2.5.4. Acreditação de laboratórios pelo INMETRO	20
2.5.5..O papel do LNMRI/IRD/CNEN	22
3. MATERIAIS E MÉTODOS	24
3.1. Equipamentos e sistemas de medição	24
3.1.1. Equipamento de radiação X do LNMRI/IRD/CNEN	24
3.1.2. Equipamento de radiação X do CDTN/CNEN	25
3.1.3. Equipamento de radiação X do STAMH/IEE/USP	26
3.1.4. Sistemas dosimétricos utilizados	28
3.1.5. Sistemas auxiliares	29

3.1.6. Medidor não invasivo de tensão	30
3.2. Procedimento para estabelecer as qualidades da radiação	32
3.2.1. Determinação da filtração adicional	33
3.2.2. Confirmação da filtração adicional	34
3.2.3. Realização das medidas do PPV	35
3.3. Participação no Projeto Coordenado de Pesquisa (CRP) da IAEA	35
3.3.1. Comparações laboratoriais previstas dentro do CRP/IAEA	36
3.3.1.1. Comparação interlaboratorial de calibrações	36
3.3.1.2. Auditoria termoluminescente (TLD) de equipamento dosimétrico dos SSDL's	37
3.4. Procedimento de calibração/irradiação e avaliação da incerteza de medição	38
3.4.1. Calibração de câmaras de ionização	38
3.4.2. Irradiação de dosímetros	40
3.5. Requisitos para laboratórios de calibração de instrumentos de radiodiagnóstico	42
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES	43
4.1. Implantação das qualidades de radiodiagnóstico no LNMRI/IRD	43
4.1.1. Determinação da filtração adicional	44
4.1.2. Confirmação da filtração adicional	48
4.2. Realização das medidas do PPV	51
4.2.1. Teste de verificação da calibração do medidor não invasivo no STAMH/IEE/USP	51
4.2.2. Medidas do PPV no LNMRI/IRD	56
4.3. Comparações laboratoriais realizadas com a IAEA	58
4.3.1. Defeito no equipamento de raios X Pantak HF 160 do LNMRI/IRD	59

4.3.2. Comparação dos equipamentos de raios X do LCD/CDTN e do LNMRI/IRD	60
4.3.3. Comparação interlaboratorial de calibrações	62
4.3.4. Auditoria termoluminescente	66
4.3.5. Avaliação de incertezas das medidas dosimétricas	69
4.3.5.1. Comparação interlaboratorial de calibrações	70
4.3.5.2. Irradiação de dosímetros TL	71
4.4. Desenvolvimento de proposta de requisitos para laboratórios	72
5. CONCLUSÕES	77
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	79
ANEXO A– CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DA CÂMARA RADCAL CORPORATION, MODELO 20X5-3, SÉRIE 20647	86
ANEXO B– CURVAS DE ATENUAÇÃO DAS QUALIDADES DE RADIAÇÃO RQR	92
ANEXO C– CURVAS DE CONFIRMAÇÃO DAS FILTRAÇÕES ADICIONAIS	98
ANEXO D– CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO PTW DIAVOLT UNIVERSAL	104
ANEXO E– FORMAS DE ONDA DO MEDIDOR PTW DIAVOLT UNIVERSAL E DO GERADOR DE TENSÃO DO EQUIPAMENTO DE RAIO X PHILIPS MGC 40 DURANTE TESTE DE CALIBRAÇÃO NO STAMH/IEE/USP	107
ANEXO F– TRABALHOS PUBLICADOS E SUBMETIDOS PARA PUBLICAÇÃO	131

LISTA DE ABREVIATURAS

BIPM - Bureau International des Poids et Mésures
BNM - Bureau National de Metrologie
CDTN – Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear
CGCRE - Coordenação Geral de Credenciamento
CIPM - Comitê Internacional de Pesos e Medidas
CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear
CRCN – Centro Regional de Ciências Nucleares
CRP – Coordinated Research Project
CSR - Camada Semi-Redutora
DEN – Departamento de Energia Nuclear
DKD - Deutscher Kalibrierdienst
FINEP – Financiadora de Estudos e Projetos
h - Coeficiente de homogeneidade - é a razão entre a 1ª CSR e a 2ª CSR
IAEA - Agência Internacional de Energia Atômica
IEE – Instituto de Eletrotécnica e Energia
ICRP - International Commission on Radiological Protection
ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements
IEC - International Electrotechnical Commission
IEN – Instituto de Engenharia Nuclear
INM - Instituto Nacional de Metrologia
INMETRO - Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial
IPEN - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
IRD - Instituto de Radioproteção e Dosimetria
ISO - International Standardization Organization
LCD - Laboratório de Calibração de Dosímetros
LCR – Laboratório de Ciências Radiológicas
LNMRI - Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes
MRA - Mutual Recognition Arrangement
MS – Ministério da Saúde
NRPB – National Radiological Protection Board
NVLAP - National Voluntary Laboratory Accreditation Program
NIST - National Institute of Standards and Technology
PEC - Potencial Equivalente em Contraste

PPV - Practical Peak Voltage (Potencial de Pico Prático)
PTB - Physikalisch-Technische Bundesanstalt
PTW - Physikalisch-Technische Werkstätten
RCM - Research Coordination Meeting
RQA - Nomenclatura adotada para os feixes atenuados nas normas IEC 1267, 1994 e 61267, 2005.
RQR - Nomenclatura adotada para os feixes diretos na norma IEC 1267, 1994 e 61267, 2005.
SSDL - Secondary Standard Dosimetry Laboratory
STAMH - Serviço Técnico de Aplicações Médico Hospitalares
TL - Termoluminescência, Termoluminescente
TLD – Dosímetro Termoluminescente
TRS – Technical Report Series
UERJ – Universidade do Estado do Rio de Janeiro
UFPE – Universidade Federal de Pernambuco
UKAS - United Kingdom Accreditation Service
UNSCEAR – United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation
USP - Universidade de São Paulo
VISA – Vigilância Sanitária

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

O IRD tem na sua estrutura o Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, LNMRI/IRD, laboratório designado pelo INMETRO, que coordena a Rede Nacional de Metrologia de Radiações Ionizantes, fornecendo a calibração dos padrões de referência dos laboratórios regionais, promovendo e participando de comparações interlaboratoriais.

O LNMRI/IRD buscando consolidar seu papel na metrologia do país vem trabalhando na implantação de atividades em diversas áreas de atuação, isto é, radionuclídeos, radioterapia, radiodiagnóstico e radioproteção.

A área de radiodiagnóstico nos últimos anos tem sido tema de publicações nacionais e internacionais, tais como a ICRP 73, "Radiological Protection and Safety in Medicine", de 1996 (ICRP, 1996); a portaria 453 do Ministério da Saúde, de 01 de junho de 1998 (MS,1998), que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico; o ICRU 74 (ICRU, 2005) e o código de prática da IAEA (IAEA,2007), entre outros.

Estas publicações foram de alguma forma uma repercussão do seminário de "Dosimetria em Radiologia Diagnóstica", realizado em março de 1991 em Luxemburgo, onde se discutiu a conjuntura técnico-científica da área naquele período. Neste seminário, que contou com participantes de diversos países, inclusive do IRD (CUNHA et al., 1992; de FREITAS e DREXLER, 1991; de FREITAS et al., 1991; PEIXOTO et al., 1992), foi realizada uma mesa redonda que resumiu as contribuições apresentadas em duas linhas de conclusões (SCHUNER,1992): A primeira era que a dose de pacientes submetidos a exames e tratamentos radiológicos deveria ser reduzida, por meio de otimização de procedimentos e melhoria das práticas médicas e a segunda tem relação com a instrumentação utilizada nas medições, que necessitava requisitos para melhoria de seu desempenho, e a harmonização de grandezas e unidades, que precisavam ser bem definidas e claramente expressas.

As fontes de radiação ionizante de uso médico são reconhecidamente a maior contribuição de dose à população proveniente das fontes criadas pelo homem, e a maior parte desta contribuição vem de raios X diagnóstico (acima de 90%). Uma das razões para esta situação é o grande número de exames de raios X realizados a cada ano. O relatório do Comitê Científico das Nações Unidas sobre Efeitos das Radiações Atômicas (UNSCEAR, 2000) estimou que o número anual de todos os tipos de exames de raios X médicos realizados no mundo era em torno de 2,1 bilhões em

2000, correspondendo a uma frequência anual de 360 exames por 1000 habitantes a nível mundial. Esta frequência era em torno de 10% maior que a estimativa precedente de 330 por 1000, no período de 1991-95 (UNSCEAR, 1996), indicando um aumento na prática.

Era reconhecida a necessidade de controle dessas doses e conseqüentemente de otimizar o projeto e uso de sistemas de imagens de raios X. Devido à crescente demanda de medidas dosimétricas em diagnóstico, tinha-se tornado importante fornecer rastreabilidade de medições naquele campo. Naquela ocasião, as maneiras nas quais as calibrações das grandezas de radiodiagnóstico eram realizadas, não eram corretamente coordenadas. Muitos laboratórios usavam diferentes padrões e qualidades de radiação, dos quais alguns poderiam ser inadequados (PEIXOTO e de FREITAS, 1992). Programas de controle de qualidade somente poderiam funcionar satisfatoriamente se calibrações e medidas corretas fossem feitas.

Aquela situação demandava o estabelecimento de uma rede por meio da colaboração entre os laboratórios existentes no país, a padronização das grandezas utilizadas e a elaboração de requisitos específicos para acreditação e controle de qualidade dos serviços implementados.

Para um laboratório de metrologia, a padronização de uma grandeza visa estabelecê-la no laboratório por meio do uso de padrões rastreáveis à cadeia metrológica internacional, obedecendo a normas e procedimentos internacionais ou nacionais e confirmadas por comparações interlaboratoriais.

A padronização em radiodiagnóstico, segundo as publicações mais recentes da área (IEC, 2005; IAEA, 2007), requer que a tensão aplicada ao tubo de raios X seja expressa em termos do potencial de pico prático (PPV), quer por medidas invasivas ou não invasivas. Entretanto, os laboratórios de calibração existentes no país, em geral, utilizam equipamentos industriais de raios X de potencial constante, e tampouco dispõem de medidores invasivos de tensão compatíveis. Medidores não invasivos de tensão, que já são utilizados para controle de qualidade em clínicas e hospitais, poderiam também servir para a medição da tensão em equipamentos de raios X de potencial constante, uma vez testados para esta finalidade. O equipamento PTW Diavolt Universal é um modelo de medidor não invasivo de tensão aprovado pelo laboratório primário alemão, que poderá servir para este fim.

Os trabalhos realizados no LNMRI/IRD para a área de radiodiagnóstico em mamografia (PEIXOTO e ALMEIDA, 2001) e padronização primária em feixes de raios X (CARDOSO, 2005) de baixa energia estão alinhados com a posição do LNMRI/IRD como laboratório de referência no país e a proposta de estabelecimento de uma rede

de laboratórios para esta área. Este trabalho complementar os esforços do LNMRI/IRD com a padronização do kerma no ar para radiologia geral.

1.1. A rede de metrologia em radiodiagnóstico

Na primeira metade dos anos 90 do século passado, o país contava com dois laboratórios realizando calibração de monitores de radiação utilizados em radioproteção, para feixes de raios X e raios gama. Um deles era parte do LNMRI/IRD e o outro fazia parte do Serviço de Proteção Radiológica do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), ambos da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN). Cada laboratório calibrava cerca de 1000 monitores por ano, estando ambos com sua capacidade de calibração esgotada.

Esta demanda era crescente, em parte em decorrência do acidente radiológico ocorrido na cidade de Goiânia, em 1987, como pelo aumento da atividade de controle de fontes de radiação ionizante, tanto na indústria como de aplicações médicas, e também pela intensificação, de forma sistemática, das inspeções regulatórias na área de radioproteção.

Com o intuito de descentralizar a oferta de calibração para instituições com vocação natural para a área de medição de radiação, foram criados projetos para implantar laboratórios regionais no país. Nesta ocasião foram identificados como candidatos a participar do projeto, além dos laboratórios já existentes, o Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear (CDTN), o Instituto de Engenharia Nuclear (IEN), ambos da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), e o Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (DEN/UFPE). Para tal, foram fundamentais os recursos da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), por meio dos projetos de cooperação IAEA/BRA/9/047 e IAEA/BRA/9/048, que estiveram ativos no período de 1993 a 1995 e 1997 a 1998, respectivamente (Ramos, 1997).

Com a implementação de programas de garantia de qualidade em saúde, regulamentada através do Regulamento Técnico do Ministério da Saúde (MS) “Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica Médico e Odontológico” e aprovada pela Portaria N° 453 do MS de junho de 1998 (MS,1998), houve um aumento na demanda por serviços metrológicos nesta área.

Hospitais e clínicas que usavam equipamentos de raios-X, em todo o país, tiveram que implementar programas de garantia da qualidade em serviços de radiologia médica e odontológica, assim como, as Secretarias de Vigilância Sanitária (VISA) de cada estado tiveram que se adaptar aos regulamentos da Portaria N° 453, intensificando a inspeção segundo esses requisitos. Como esse controle era

descentralizado, surgiu no país uma grande demanda pela aquisição de equipamentos e treinamento de pessoal. Muitas universidades implementaram cursos de graduação e pós-graduação de modo a cobrir a falta de pessoal especializado nos hospitais, clínicas e VISA's.

Complementando a rede de calibração então existente, foi criada a rede de metrologia em radiodiagnóstico, de modo a atender a demanda por calibração e testes de todos os equipamentos do país e implementar as unidades legais de medidas dosimétricas, de kVp e tempo de exposição, em concordância com o progresso científico da metrologia e acordos internacionais (Peixoto, 2005).

O número de laboratórios participantes da nova rede foi ampliado, de modo a localizá-los preferencialmente nas regiões onde se concentrava a maior demanda por calibração e teste de equipamentos no país, isto é, nas regiões sudeste e nordeste, conforme apresentado no mapa da Figura 1.1. Os laboratórios que compõem atualmente a rede são:

- LNMRI/IRD, Rio de Janeiro (RJ);
- Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR/UERJ), Rio de Janeiro (RJ);
- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN), São Paulo (SP);
- Serviço Técnico de Aplicações Médico Hospitalares, STAMH, do Instituto de Eletrotécnica e Energia (IEE/USP), São Paulo;
- Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear (CDTN/CNEN), Belo Horizonte (MG);
- Centro Regional de Ciências Nucleares (CRCN/CNEN), Recife (PE);
- Departamento de Energia Nuclear (DEN/UFPE), Recife (PE);

De 2001 a 2007, os laboratórios da Rede receberam grande investimento, pois foram financiados por projetos da Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP) e da CNEN, ambos do Ministério da Ciência e Tecnologia, combinados com o projeto IAEA/BRA/1/034 da IAEA. Este foi aprovado em 2003 e foi completado em 06/12/2007, segundo fontes da IAEA. Mais de quinhentos mil dólares foram investidos em equipamentos, incluindo: câmaras de ionização, sistemas de raios X, divisores de tensão, eletrômetros e outros, além de cursos de treinamento, visitas científicas e de peritos.

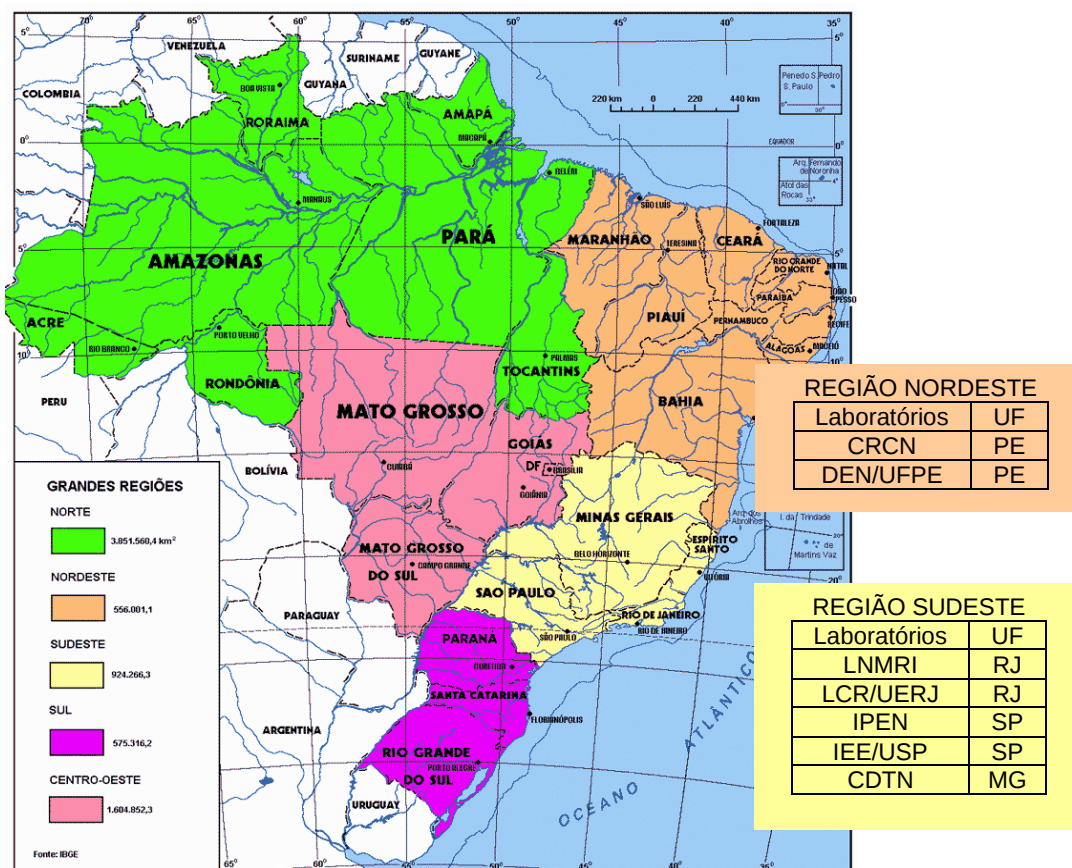


Figura 1.1: Distribuição dos laboratórios da Rede de Metrologia em Radiodiagnóstico por região do país.

A Rede de Metrologia em Radiodiagnóstico está em operação e a colaboração entre o LNMRI/IRD e os laboratórios existentes no país tem sido crescente. Reuniões neste sentido têm sido realizadas com os coordenadores desses laboratórios para distribuir a demanda de serviços, uniformizarem entendimentos sobre a rede e avaliar o grau de implementação das atividades em cada instalação. Entretanto, a acreditação de laboratórios da rede ainda não foi formalmente obtida. Neste trabalho, será esclarecido como ocorre o processo de acreditação e quais são os papéis dos personagens numa acreditação, explicitando como eles devem atuar para se conseguir seu objetivo.

1.2. Objetivos deste trabalho

Contribuindo com a linha de pesquisa do LNMRI/IRD em radiodiagnóstico, o presente trabalho objetiva:

- Padronizar a grandeza kerma no ar para a área de radiodiagnóstico, nas qualidades não atenuadas, RQR, definidas de acordo com a mais recente versão da norma IEC 61267:2005 e complementada com as

condições estabelecidas para laboratórios padrão secundário, do código de prática internacional para dosimetria em radiodiagnóstico - TRS 457 da IAEA (IAEA, 2007).

- Participar de comparações laboratoriais internacionais que permitam validar as medidas metrológicas e dosimétricas realizadas.
- Avaliar a possibilidade de utilização do medidor não invasivo de tensão PTW Diavolt Universal em equipamentos de raios X industrial de potencial constante.
- Elaborar, desenvolver e harmonizar critérios com a rede de metrologia em radiodiagnóstico, de modo a estabelecer requisitos específicos de avaliação de desempenho para laboratórios de calibração de instrumentos de radiodiagnóstico, contribuindo, assim, com o processo de acreditação dos laboratórios da rede.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. Evolução da norma IEC 61267

Antes da publicação de uma norma dedicada à área de radiodiagnóstico, esforços substanciais vinham sendo realizados em diversos países voltados para o controle e garantia da qualidade (HEIN et al., 1992; MILANO, 1992), evitar exposições desnecessárias de pacientes (RACOVEANU et al., 1992; COURADES, 1992; MURUYIAMA et al. 1992) e reduzir a exposição da equipe médica (CUNHA, 1992). Uma parte dos vários programas lançados consistia na condução de testes e medições com equipamentos radiológicos (SELBACH, 1992; WAGNER, 1992; SUNDE, 1992) de modo a certificar que estavam em condições aceitáveis. Para assegurar a capacidade de transferência de um país a outro, era essencial que as condições de testes fossem tão similares quanto possíveis. As qualidades de radiação empregadas em tais testes representavam um importante grupo de parâmetros.

À luz dessas informações, grupos de trabalho da IEC, *International Electrotechnical Commission*, elaboraram propostas para as qualidades de radiação para radiodiagnóstico.

A IEC é uma organização internacional para padronização que compreende os comitês eletrotécnicos nacionais de diversos países. Seu objetivo é promover a cooperação internacional sobre todas as questões relativas à padronização nos campos da eletricidade e eletrônica. Suas recomendações são publicadas sob a forma de normas, cuja preparação é confiada a comitês técnicos.

A norma IEC 1267 (IEC, 1994), *Medical Diagnostic X-Ray Equipment – Radiation Conditions For Use In The Determination of Characteristics*, foi preparada pelo sub-comitê 62B: Equipamentos de imagem diagnóstica, do comitê técnico 62: Equipamentos elétricos na prática médica, da IEC.

A primeira edição da norma IEC 1267 foi publicada em outubro de 1994, preparada e longamente discutida nos anos precedentes, durante a década de 90. Sua finalidade básica era a de estabelecer características, aspectos ou propriedades de equipamentos para investigações físicas e médicas, disponibilizando condições de radiação bem definidas para aplicação em diversas situações em radiologia diagnóstica.

Antes dela não havia consenso nas qualidades e condições de radiação utilizadas em testes e calibrações. PEIXOTO e de FREITAS (1992) reportaram testes comparativos de qualidades de radioproteção e radioterapia por considerá-las mais

próximas das de diagnóstico médico utilizadas em clínicas ou devido a limitações da instrumentação existente.

Esta norma veio suprir uma necessidade de condições de radiação padrão e prover fundamento para a harmonização de normas nacionais, além de harmonizar condições para testes de controle de qualidade realizados por fabricantes, calibração de equipamentos e estudos físicos e médicos em laboratórios e instalações médicas. Condições de radiação padrão podem beneficiar um número de usuários potenciais, tais como: fabricantes de equipamentos de raios X, laboratórios de pesquisa, autoridades regulatórias governamentais e usuários.

Nesta primeira edição da norma (IEC, 1994), ela descrevia as condições de radiação padrão para as qualidades não atenuadas RQR, apresentada na tabela 2.1 e os procedimentos de ajuste para estabelecê-las. Os procedimentos de ajuste requeriam que o *ripple*¹ percentual do gerador de raios X não excedesse 10%, de modo que o procedimento fosse válido. Para estabelecer uma determinada qualidade de radiação padrão, a primeira camada semi-redutora (CSR) nominal correspondente poderia ser obtida pelo ajuste da tensão do tubo de raios X em torno do valor da tensão prescrita para o tubo de raios X.

Tabela 2.1 – Caracterização das Qualidades de Radiação Padrão
RQR 2 a RQR 10

Qualidade da radiação padrão	Tensão aproximada do tubo de raios X (kV)	Filtração Total (mmAl)	Primeira CSR nominal (mmAl)
RQR 2	40	2,5	1,0
RQR 3	50	2,5	1,5
RQR 4	60	2,5	2,0
RQR 5	70	2,5	2,5
RQR 6	80	2,5	2,9
RQR 7	90	2,5	3,3
RQR 8	100	2,5	3,7
RQR 9	120	2,5	4,5
RQR 10	150	2,5	5,7

O procedimento de ajuste estabelecia, adicionalmente, que (IEC, 1994): se, de modo a obter a primeira CSR nominal, o valor da tensão prescrita para o tubo de raios X tiver que ser alterado em mais que 5%, o procedimento a ser seguido

¹ Ripple – é a quantidade de variação da forma de onda da tensão aplicada no tubo de raios X, em relação à tensão de pico durante a produção de raios X.

depende da condição de radiação a ser estabelecida e do valor medido do *ripple* percentual, conforme mostrado no fluxograma da figura 2.1 (IEC, 1994).

Este procedimento era controverso e significava que para conseguir implementar uma determinada qualidade, dependendo do tubo de raios X, a tensão do tubo poderia variar, alterando assim o espectro da radiação.

Apesar disso, algumas qualidades da norma foram estabelecidas no país, conforme apresentado no trabalho de POTIENS (1999) e mostrado na tabela 2.2.

Tabela 2.2: Valores de camadas semi-redutoras determinadas no sistema de raios X diagnóstico para as qualidades RQR e RQA (POTIENS, 1999)

Qualidade da radiação	Tensão do Tubo* (kV)	CSR (mmAl)
RQR 3	52	1,82
RQR 5	70	2,45
RQR 7	90	3,1
RQA 3	52	4,0
RQA 4	63	5,7
RQA 5	70	7,1
RQA 6	80	8,4
RQA 7	90	9,1

*Valores determinados por meio de espectrometria.

Observa-se que os valores das CSR obtidas por Potiens para as qualidades RQR são diferentes daquelas da tabela 2.1 para uma mesma tensão prescrita, chegando a 21% para tensão de 50 kV. Isto se devia aos ajustes de tensão preconizados pelos procedimentos da norma IEC 1267 e diferenças nas CSRs publicadas na norma, principalmente para energias baixas.

Mesmo as qualidades do laboratório primário alemão, o Physikalisch-Technische Bundesanstalt, PTB (KRAMER, 1992), eram diferentes das publicadas na primeira versão da norma, como estão apresentadas na tabela 2.3. Comparando-se as tabelas 2.1 e 2.3, observa-se diferença na CSR de até 44%, para o mesmo valor de tensão de ambas as tabelas.

Como em 1996 o LNMRI/IRD calibrou suas câmaras padrão de radiodiagnóstico no PTB, ele se alinhou com as qualidades de radiação daquele laboratório e, logo em seguida, estabeleceu as mesmas qualidades em seu próprio laboratório.

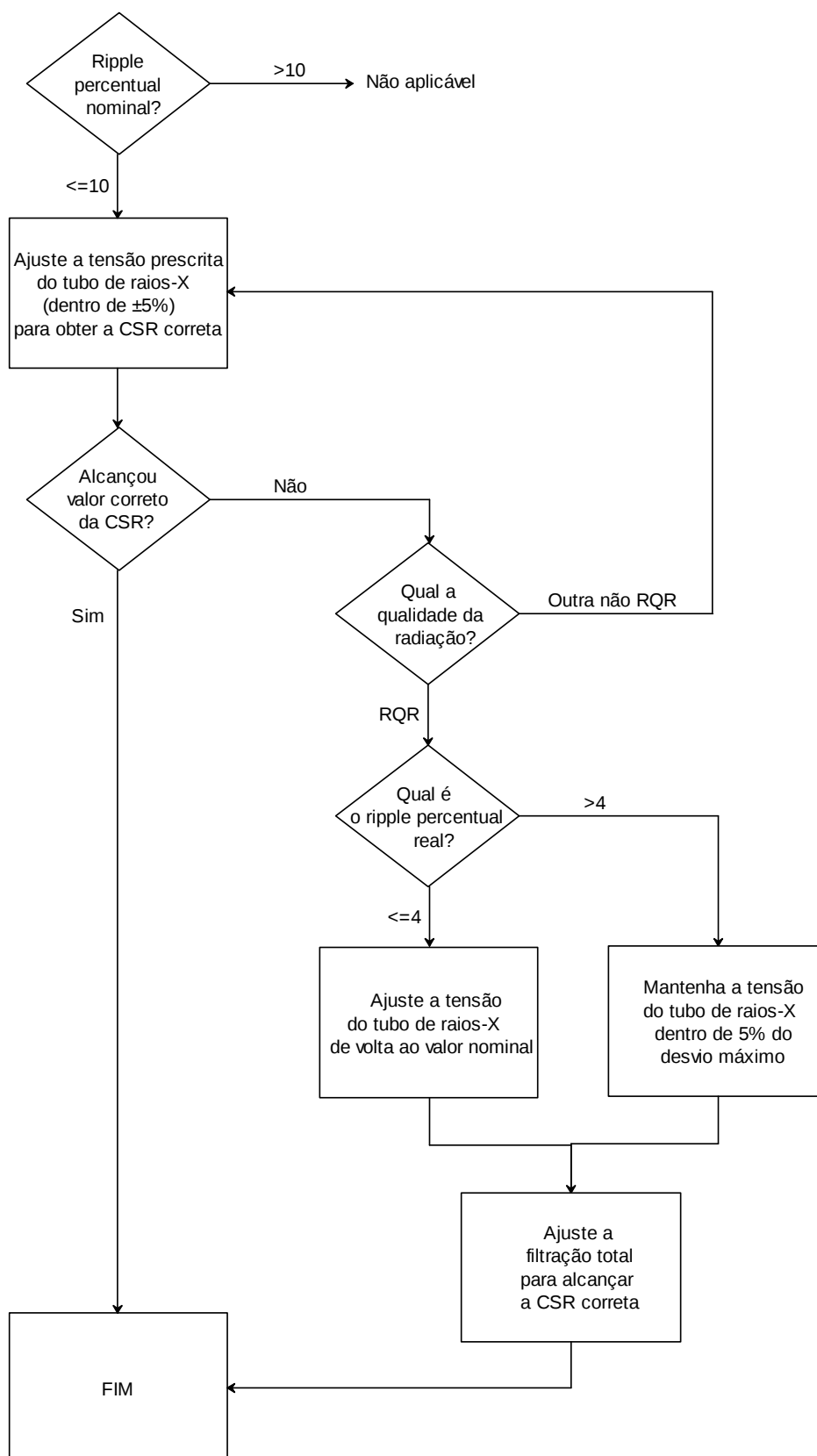


Figura 2.1: Procedimento de ajuste para estabelecer as condições de radiação padrão segundo a IEC1267 (1994)

Tabela 2.3: Qualidades de radiação do PTB em 1992 (KRAMER, 1992).

Qualidade da radiação	Filtração total (mmAl)	CSR (mmAl)
DV 40	2,5	1,44
DV 50	2,5	1,80
DV 60	2,5	2,13
DV 70	2,5	2,45
DV 90	2,5	3,10
DV 100	2,5	3,48
DV 120	2,5	4,15
DV 150	2,5	5,36

Por volta da época da publicação da primeira edição da norma IEC 1267 havia uma confusão considerável com alguns termos empregados em radiologia diagnóstica, sendo que a tensão de pico, kVp, era o principal deles. Diferenças existiam entre definições de engenheiros e físicos, médicos e fabricantes de equipamentos de raios X (UWCL, 1995). As definições envolviam interpretação e alguns fatores influenciavam as interpretações de cada grupo, tais como: facilidade da técnica de medição; relevância clínica, isto é, relação com densidade de imagem e contraste; e relevância de aspectos técnicos da máquina de raios X e seu desempenho. As definições de kVp geralmente caíam dentro de três categorias principais: kVp(Max), kVp(Med) e kV(Ef). Sendo que:

1. kVp(Max): é a tensão de pico máximo, i.e., valor máximo da tensão durante a qualquer tempo da exposição;
2. kVp(Med): é a tensão de pico médio, i.e., média de todos os valores da tensão durante a exposição;
3. kV(Ef): é a tensão efetiva, i.e., a tensão que dá o mesmo contraste de imagem que um sistema de raios X de potencial constante.

Em 1995, pesquisadores do PTB e do NRPB (KRAMER et al., 1995) publicaram um trabalho considerando as diferentes definições da tensão de pico. Segundo eles: “as diferenças obtidas com diferentes instrumentos para medição da tensão de tubos de raios X podem ser atribuídas à calibração ineficiente dos instrumentos envolvidos. Todavia, enquanto a qualidade da calibração desempenha inevitavelmente um papel importante, deve-se ressaltar a contribuição da falta de clareza na definição do termo tensão de pico”. Isto explicava em parte os diferentes valores de CSR encontrados na década de 90.

Essa idéia foi desenvolvida mais adiante e em 1998 (KRAMER et al., 1998), numa tentativa de definir a tensão de pico por meio das propriedades da radiografia, chegou-se à definição de uma grandeza denominada “Potencial de Pico Prático” (PPV). Esta grandeza se baseava no conceito de que a radiação gerada por uma alta tensão com uma forma de onda arbitrária produz o mesmo contraste radiográfico que a radiação gerada por uma alta tensão com um potencial constante equivalente. Os resultados deste trabalho se basearam inteiramente em resultados de cálculos. Mas que foram investigados experimentalmente num trabalho subsequente (BAORONG et al., 2000), cujos resultados demonstraram a equivalência mútua entre o potencial de pico prático e o potencial equivalente em contraste (PEC).

O PTB realizou em 2001 (PEIXOTO, 2001), com a colaboração de um pesquisador do LNMRI/IRD, um teste de desempenho tentativo de um medidor não invasivo modificado para medir o PPV. Este teste foi realizado seguindo os critérios de um rascunho da norma IEC 61676 (IEC 2001) que se encontrava em elaboração. Os resultados demonstraram que o instrumento, com as modificações realizadas, estava adequado para a medição não invasiva do PPV entre 50 kV e 150 kV e dentro dos limites de variação de resposta.

Os trabalhos sobre o potencial de pico prático contribuíram para a finalização da norma IEC 61676, publicada em setembro de 2002 (IEC, 2002). Esta norma tratava da especificação de requisitos para características de desempenho de medidores não invasivos de tensão de tubos de raios X em radiologia diagnóstica, e foi a primeira baseada nesta nova grandeza.

Nessa época, a situação da norma IEC 1267, que havia sido colocada em revisão, continuava indefinida. Diversas propostas da norma foram submetidas à consulta da comunidade científica e esta se sentia perdida com as diferenças apresentadas a cada nova versão, que acabou sendo bem diferente da versão final.

Somente em novembro de 2005 ela foi finalizada e publicada com novo número, IEC 61267, mas mantendo o mesmo título (IEC, 2005). Nesta versão da norma foi empregado o potencial de pico prático para determinação da tensão do tubo de raios X. Ela buscava, assim, procedimentos que possibilitassem uma alta equivalência das condições de radiação executadas por diferentes equipamentos de raios X.

Na primeira versão da norma, duas qualidades eram consideradas equivalentes se ambas apresentassem a mesma camada semi-redutora, mesmo se para isso fosse necessário ajustar a tensão do tubo de raios X. Nesta nova versão reconheceu-se que aquela solução não era considerada ideal, mas, na falta de uma

definição adequada e harmonizada do termo que era comumente designado “tensão de pico”, não havia alternativa disponível.

Com a chegada do potencial de pico prático a situação mudou: com essa grandeza tornou-se possível, por meio de medidas elétricas, fixar a tensão de um tubo de raios X com formato de ripple arbitrário para um valor que produzisse o mesmo nível de contraste de uma radiografia tirada com um gerador de potencial constante, operando na tensão correta. Dada a possibilidade de fixar a tensão do tubo de qualquer gerador para o valor correto, independentemente da forma do ripple, tornava-se difícil justificar a seleção deliberada de uma tensão de tubo incorreta para compensar a filtração de um tubo de raios X abaixo ou acima da média.

O procedimento pelo qual as qualidades de radiação são obtidas na segunda edição, consiste na fixação da tensão do tubo de raios X para o valor correto e na determinação da quantidade de filtração necessária para produzir a CSR requerida. A natureza desse processo sugere que existe um certo valor máximo de filtração inerente além do qual um dado tubo de raios X não possa ser usado para produzir uma dada qualidade de radiação. Isto não era novo, em princípio, mas é claramente definido na nova versão da norma. De modo a não excluir o que era considerado um tubo de raios X padrão, os valores de CSR de algumas qualidades de radiação foram aumentados. Os novos valores de CSR foram escolhidos de tal modo que é possível estabelecer todas as qualidades de radiação com um tubo de raios X com 2,5mm Al de filtração inerente e com ângulos de anodo de até 9 graus (IEC, 2005).

Os procedimentos a serem seguidos, de acordo com a nova edição da norma, para produzir as qualidades de radiação da serie RQR necessita de esforços adicionais. Esses esforços adicionais são largamente compensados quando as qualidades mais pesadamente filtradas são obtidas. A grande vantagem do novo método encontra-se no maior grau de equivalência entre as qualidades de radiação de tubos de raios X detentores de filtrações inerentes diferentes.

Na tabela 2.4 são apresentadas as qualidades de radiação para espectros de raios X não atenuados, RQR, da norma IEC 61267 segunda edição publicada em novembro de 2005, para radiologia geral.

O coeficiente de homogeneidade, h , apresentado na tabela 2.4, se define pela razão entre a 1ª CSR e a 2ª CSR. O valor de h fornece uma indicação da largura do espectro de raios X. Seu valor pode variar de 0 a 1, com os valores mais altos indicando espectros mais estreitos de radiação. Para radiodiagnóstico, os valores típicos de h estão entre 0,7 e 0,9 (IAEA, 2007).

Tabela 2.4: Caracterização das qualidades de radiação padrão de RQR 2 a RQR 10

Qualidade de radiação padrão	Tensão do tubo de raios X (kV)	1ª CSR (mm Al)	h
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

As diferenças das qualidades RQR da primeira para a segunda edição da norma são significativas devido aos diferentes procedimentos de obtenção das qualidades das duas edições da norma. A tabela 2.5 apresenta uma comparação das CSR entre as duas versões. Observa-se uma diferença de até 42% entre ambas.

Tabela 2.5: Comparação das CSR das qualidades RQR das duas versões da norma IEC

Qualidade RQR	Tensão do tubo de raios X (kV)	1ª CSR (mm Al)		Diferença (%)
		IEC 1267	IEC 61267	
RQR 2	40	1,0	1,42	42,0
RQR 3	50	1,5	1,78	18,7
RQR 4	60	2,0	2,19	9,5
RQR 5	70	2,5	2,58	3,2
RQR 6	80	2,9	3,01	3,8
RQR 7	90	3,3	3,48	5,5
RQR 8	100	3,7	3,97	7,3
RQR 9	120	4,5	5,00	11,1
RQR 10	150	5,7	6,57	15,3

2.2. O potencial de pico prático (PPV)

O potencial de pico prático se baseia no conceito de que a radiação gerada por uma alta tensão de qualquer forma de onda produz o mesmo contraste atrás de um fantoma específico que a radiação gerada por uma alta tensão de potencial constante equivalente. O potencial constante que produz o mesmo contraste que a forma de onda em questão é definido como potencial de pico prático (IEC, 2005).

Para determinação do potencial de pico prático para uma forma de onda específica, o espectro de raios X produzido por um tubo de raios X alimentado com este potencial não constante tem que ser calculado. Utilizando este espectro, a razão entre o kerma no ar atrás de um fantoma e o kerma no ar atrás de um fantoma mais um material de contraste pode então ser calculado (para a faixa de aplicação da radiologia convencional pode-se usar um fantoma de 10cm de PMMA e um material de contraste de 1,0 mmAl). De forma correspondente, um potencial constante produzindo o mesmo kerma no ar para a mesma configuração de contraste pode ser encontrado. Este, então, é o potencial de pico prático para uma dada forma de onda. Este procedimento complexo somente é necessário para a determinação correta da grandeza potencial de pico prático. Para uso prático, ele pode ser substituído para todas as formas de onda por um formalismo mais simplificado apresentado a seguir:

**Formalismo simplificado para determinação
do potencial de pico prático, $\hat{U}$ da norma IEC 61267 (IEC, 2005)**

Para uma dada distribuição de probabilidade $p(U_i)$ para a ocorrência de um valor de tensão no intervalo $[U_i - \Delta U/2, U_i + \Delta U/2]$ o potencial de pico prático $\hat{U}$ pode ser diretamente calculado por:

$$\hat{U} = \frac{\sum_{i=1}^n p(U_i) \cdot w(U_i) \cdot U_i}{\sum_{i=1}^n p(U_i) \cdot w(U_i)} \quad (2.1)$$

quando U_i estiver em unidades de kV, a função de peso $w(U_i)$ pode ser aproximada com exatidão suficiente pelas seguintes fórmulas:

na região de tensão $U_i < 20$ kV, por

$$w(U_i) = 0 \quad (2.2)$$

na região de tensão $20 \text{ kV} \leq U_i < 36 \text{ kV}$, por

$$w(U_i) = \exp\{a \cdot U_i^2 + b \cdot U_i + c\} \quad (2.3)$$

onde:

$$a = - 8,646855\text{E-}03$$

$$b = + 8,170361\text{E-}01$$

$$c = - 2,327793\text{E+}01$$

e para a região de tensão $36 \text{ kV} < U_i \leq 150 \text{ kV}$, por

$$w(U_i) = d \cdot U_i^4 + e \cdot U_i^3 + f \cdot U_i^2 + g \cdot U_i + h \quad (2.4)$$

onde:

$$d = +4,310644E-10$$

$$e = -1,662009E-07$$

$$f = +2,308190E-05$$

$$g = +1,030820E-05$$

$$h = -1,747153E-02$$

As fórmulas e os valores dos parâmetros de a a h acima são válidos para as faixas de aplicação de diagnóstico convencional, TC, dental, fluoroscópico e mamografia (IEC, 2005).

2.3. O código de prática internacional para dosimetria em radiodiagnóstico - TRS 457 da IAEA

A IAEA publicou recentemente o código de prática intitulado "Dosimetria em Radiologia Diagnóstica: Um Código de Prática Internacional" (IAEA, 2007). Este documento recomenda procedimentos para calibração e realização de medidas dosimétricas, e estabelece critérios tanto para laboratórios de dosimetria, como para centros clínicos de radiodiagnóstico. Segundo a IAEA, sua implementação possibilitará diminuir a incerteza na dosimetria de feixes de radiodiagnóstico, fornecendo uma estrutura unificada e consistente para a dosimetria em radiodiagnóstico.

Até recentemente, não existia nenhuma metodologia padronizada para dosimetria em radiodiagnóstico. O ICRU publicou um documento dedicado à dosimetria de pacientes submetidos a raios X para diagnóstico médico (ICRU, 2005), que definiu grandezas e unidades para dosimetria em radiodiagnóstico, juntamente com alguma metodologia. O código de prática da IAEA foi desenvolvido em paralelo com este documento do ICRU e é complementar em sua abordagem da dosimetria clínica. Ele objetiva dar suporte ao trabalho essencial de dosimetria em radiodiagnóstico para 5 modalidades gerais, que incluem: radiografia geral, fluoroscopia, mamografia, tomografia computadorizada e radiografia dental.

No capítulo referente aos laboratórios de calibração, além de descrever em detalhes a instrumentação necessária à operação do laboratório, introduz a possibilidade do uso de medidores não invasivos para a medição da tensão aplicada ao tubo de raios X, em contradição à nova edição da norma IEC 61267 (IEC, 2005) que prescrevia apenas o uso de medidores invasivos.

Esta modificação favorece os laboratórios padrão secundário dos países membros da IAEA, que não dispõem de dispositivos invasivos. Esta mudança interessa particularmente os laboratórios da rede de metrologia em radiodiagnóstico, em operação no país, inclusive ao LNMRI/IRD. Para estes laboratórios foram comprados equipamentos de raios X industriais de potencial constante que não possibilitam a conexão de medidores invasivos comerciais, para medir a tensão aplicada ao tubo de raios X.

2.4. O PPV como grandeza para medir tensão em radiodiagnóstico

Após a publicação do trabalho de Kramer (KRAMER, 1998) que introduziu o conceito do PPV, outras publicações foram importantes para reconhecer seu uso nas práticas (IEC, 2002; ICRU, 2005; IAEA, 2007).

No meio científico nacional, foram realizados trabalhos que apontavam possíveis deficiências do formalismo defendido por Kramer. Becker e outros (BECKER, 2003) estudaram a variação da corrente do tubo de raios X no cálculo do PPV. Os resultados demonstravam que, para equipamentos de raios X antigos, que apresentavam variação de corrente durante a exposição, a corrente influenciava a medição do PPV e deveria ser considerada na determinação do mesmo. Com base neste resultado foi proposta uma nova metodologia para o cálculo do PPV, que considerava as variações da corrente do tubo durante a exposição. Correia (CORREIA, 2005) confirmou que o PPV é influenciado por variações de corrente do tubo de raios X.

Videira e outros (VIDEIRA, 2006) comparando o PPV com o potencial equivalente em contraste (PEC) em sistemas clínicos de raios X, concluíram que para sistemas clínicos monofásicos, o PEC apresentava diferenças para o PPV e que estas aumentam com a tensão do tubo.

Kramer voltou a publicar sobre o PPV (KRAMER, 2008) ampliando a faixa de aplicação original de 20 a 150 kV para 20 a 300 kV. Para a faixa de tensão de tubo de raios X até, inclusive, 150 kV, foi mantida a função de peso determinada anteriormente, vide equações 2.1 a 2.4 da seção 2.2. Para a faixa de 150 a 300 kV foi determinada uma nova função de peso e um fator de ajuste para permitir uma transição suave entre as diferentes faixas de tensão. Este procedimento apresentou a vantagem de cobrir toda a faixa de tensão de tubo de raios X de 20 a 300 kV, deixando a antiga função de peso intocada. Nesta publicação nenhuma nova consideração foi feita em relação à definição do PPV ou às críticas sobre seu formalismo original, posto que foram utilizados apenas geradores com potencial constante nas medidas.

A despeito das possíveis questões em relação ao PPV, este trabalho não se deterá em realizar avaliações de mérito das mesmas e simplesmente usará a grandeza para definir o valor da tensão aplicada aos tubos de raios X utilizados durante as medidas, conforme as recomendações dos documentos de referência, i.e., a norma da IEC (IEC, 2005) e o guia da IAEA (IAEA, 2007).

2.5. Metrologia, padronização e acreditação

2.5.1 Metrologia

A história da humanidade, através de documentos e objetos encontrados em pesquisas arqueológicas, nos mostra que há mais de quatro milênios diversos povos já utilizava procedimentos de medição na agricultura, no comércio, nas construções, na coleta de impostos, nas heranças, nos rituais religiosos, nos calendários, nas guerras, dentre outros. Alguns objetos, como os boomerangs de antigos povos que habitavam a Austrália atual, e diversos instrumentos musicais feitos de ossos ou madeira, ferramentas e armas, evidenciam claramente processos de desenvolvimento e aperfeiçoamento. Acredita-se que estes resultados, alguns ocorridos há mais de 20.000 anos, só poderiam ter sido alcançados com a utilização de instrumentos e procedimentos de medição primitivos, envolvendo alguma formalização no tratamento dos resultados das medições (MOSCATI, 2007). Assim nascia a metrologia, palavra de origem grega (metron: medida; logos: ciência), cuja definição formal “a ciência da medição” pode ser encontrada no Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia, VIM, assim como outros termos relevantes para a metrologia (INMETRO, 2003).

A metrologia, nos dias de hoje, inclui os trabalhos dos Institutos Nacionais de Metrologia (INM), e tratados internacionais como o da Convenção do Metro. A Convenção do Metro foi assinada em 20 de maio de 1875, uma data celebrada hoje em dia como o Dia Mundial da Metrologia. A Convenção deu autoridade ao Comitê Internacional de Pesos e Medidas (CIPM) e criou o Bureau Internacional de Pesos e Medidas (BIPM), estabelecendo a forma global para a colaboração na ciência das medições e na sua aplicação industrial, comercial e na sociedade. O objetivo original da Convenção do Metro, i.e., a uniformidade das medições em todo o mundo, permanece importante até nos nossos dias, assim como era em 1875 (WALLARD, 2006).

Aos INMs compete a guarda dos padrões nacionais e a disseminação das unidades SI para os padrões de referência dos laboratórios acreditados de calibração de seus respectivos países. O INM no Brasil é representado pelo Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial, INMETRO, e pelos laboratórios

designados, LNMRI/IRD/CNEN para radiações ionizantes, e o Observatório Nacional (ON), do Ministério da Ciência e Tecnologia (MCT), para tempo e frequência.

Nos últimos anos, mudanças muito significativas têm ocorrido no mundo, com a intensificação dos efeitos da globalização, aumento das preocupações sobre o meio ambiente e sobre a saúde, aparecimento de novas tecnologias e reconhecimento da importância do comércio mundial para o crescimento da economia. Estes são todos os campos nos quais a exatidão, a confiabilidade e a rastreabilidade das medições são vitais e trazem benefícios técnicos e econômicos para todos. Eles são a maior prioridade para os metrologistas do BIPM e dos INMs.

As necessidades de medição em novas áreas estão sendo continuamente consideradas como um estímulo à inovação tecnológica para o crescimento da economia, impondo ao BIPM a necessidade de criar parcerias com outros organismos intergovernamentais e internacionais. Estas parcerias, amparadas por memorandos de entendimento, incluem a Organização Mundial de Saúde (OMS), a Organização de Alimentos e Agricultura (FAO) e, conseqüentemente, a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), entre outros.

O Comitê Internacional de Pesos e Medidas (CIPM) gerencia, desde 1998, um Arranjo de Reconhecimento Mútuo (Mutual Recognition Arrangement - MRA) para a aceitação dos certificados de calibração e dos relatórios de ensaios emitidos pelos Institutos Nacionais de Metrologia (INM). O CIPM MRA auxilia a eliminar muitas fontes de barreiras técnicas, disponibilizando uma base reconhecida de equivalência das medições para aceitação de certificados de calibração e de relatórios de ensaios de outros INM. Para tanto, as incertezas associadas às medições que foram registradas na Base de Dados das Comparações-Chave do BIPM (*Key Comparison Data Base - KCDB*), foram todas acordadas numa avaliação internacional (*peer review*) e estão disponíveis nos níveis apropriados às necessidades locais na página do BIPM na internet (www.bipm.org). Para um INM, o *peer review* tem a mesma função de uma acreditação, só que feita por laboratórios congêneres, que atuam na área sob avaliação, em nome do BIPM.

2.5.2 Padronização na metrologia

Normas internacionais estão largamente difundidas e são usadas para a padronização, regulamentação técnica de produtos, métodos de produção e serviços. Elas desempenham um papel vital no desenvolvimento sustentável e facilitação de comércio, por meio da promoção de segurança, qualidade e compatibilidade. Normas internacionais, mais que as nacionais, têm se tornado críticas para o processo

industrial e comercial, pois asseguram que as importações satisfazem níveis de desempenho e segurança reconhecidos internacionalmente.

Dos organismos de normalização internacionais existentes, a International Standardization Organization, ISO, e a International Electrotechnical Commission, IEC, têm produzido muitas normas para a área de radiações ionizantes, entre outras (IEC, 1994, 1997a, 1997b, 2001, 2002, 2005, ISO, 1996). A IAEA tem papel de liderança na difusão de conhecimentos e práticas para a área nuclear, com publicações científicas e técnicas que cobrem 15 assuntos diferentes, incluindo guias internacionais e normas, algumas inclusive para radiodiagnóstico (IAEA, 2007).

2.5.3 Acreditação

O termo Acreditar significa dar crédito, crer, ter como verdadeiro, dar ou estabelecer crédito. Acreditação significa outorgar a uma organização um certificado de avaliação que expressa a conformidade com um conjunto de requisitos ou normas previamente estabelecidos. A acreditação pode ser concedida para diferentes tipos de atividades e serviços: acreditação de laboratórios, acreditação de organismos de certificação, acreditação de organismos de Inspeção e acreditação de organismos de verificação de desempenho de produto.

O processo de acreditação tem sido realizado por diferentes organismos acreditadores de diversos países, sendo que, no Brasil, o organismo acreditador é o INMETRO. Ele foi reconhecido pelo Governo Brasileiro para esta finalidade, através da Resolução CONMETRO n.º 04, de 02-12-2002. (Res. CONMETRO n.º 08, de 24-08-1992 -Criação do CBC).

A *International Laboratory Accreditation Co-Operation*, ILAC, é a cooperação internacional que reúne organismos de acreditação de laboratórios de todo o mundo. O INMETRO é membro da ILAC desde a sua criação e participa inclusive de seu comitê executivo. Para ser um organismo acreditador, o INMETRO, assim como os demais organismos, segue os requisitos da norma ISO 17011 (2004) que estabelece os requisitos gerais para organismos de acreditação.

2.5.4 Acreditação de laboratórios pelo INMETRO

A acreditação de um laboratório é um processo de terceira parte para a avaliação e reconhecimento da capacidade de medição e competência técnica de um laboratório de calibração e ensaio. Ela é concedida com base na norma NBR ISO / IEC 17025, "Requisitos gerais para a competência de laboratórios de ensaio e calibração" (ABNT, 2005), cuja versão mais atual foi publicada pela ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas) em setembro de 2005.

No INMETRO, a Coordenação Geral de Credenciamento (CGCRE) é a unidade organizacional que tem total responsabilidade e autoridade sobre todos os aspectos referentes à acreditação, incluindo as decisões de acreditação. Cabe a ela realizar atividades de acreditação de organismos de certificação, organismos de inspeção, organismos de verificação de desempenho, e, ainda, as atividades de acreditação de laboratórios de calibração e ensaio, conforme estabelecido por meio do Decreto nº 4.360 em 21 de março 2003 e pela portaria Inmetro nº 116 em 9 de julho de 2003, quando foi aprovado seu Regimento. Vinculada à CGCRE, a Divisão de Credenciamento de Laboratórios (DICLA), é responsável pela coordenação, gerenciamento e execução das atividades de acreditação de laboratórios de calibração e ensaios.

O processo de acreditação de um laboratório pela CGCRE/DICLA do INMETRO se inicia com a obtenção das informações básicas e da documentação necessária para a acreditação. Todas estas informações podem ser obtidas na página do INMETRO na internet, www.inmetro.gov.br, e seguem as etapas apresentadas no fluxograma da figura 2.2 (INMETRO, 2008).

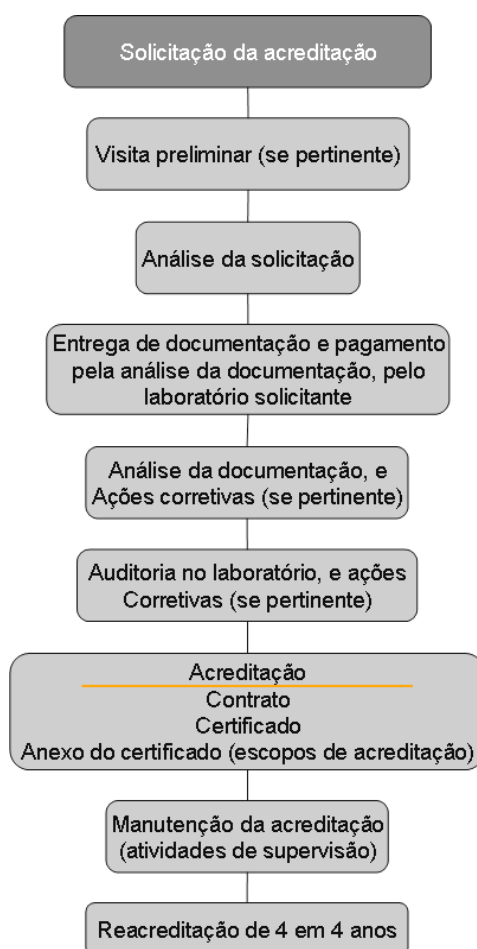


Figura 2.2. Fluxograma básico do processo de acreditação de laboratório pelo INMETRO

De posse das informações básicas, o laboratório deverá encaminhar a solicitação de acreditação junto com os documentos necessários à CGCRE/DICLA. Em seguida, o INMETRO verifica a viabilidade de atender à solicitação e, se necessário solicita documentação adicional ou realiza uma visita de pré-avaliação. A documentação será, então, analisada por uma equipe formada por avaliadores/auditores qualificados e especializados nas atividades que serão avaliadas/auditadas.

Após a análise da documentação, o laboratório participa de uma comparação interlaboratorial, que tem por finalidade avaliar o seu desempenho na realização de calibrações e/ou ensaios para os quais pretende ser credenciado, segundo o escopo da acreditação solicitada. Em seguida uma equipe de avaliadores/auditores é designada para realizar uma avaliação/auditoria, que apontará ou não a existência de não-conformidades.

Com as informações resultantes das etapas anteriores, a Comissão de Acreditação da CGCRE/DICLA analisa todo o processo e emite parecer ao coordenador da área de acreditação que tomará a decisão sobre a concessão ou não da acreditação. Em caso favorável, o laboratório terá status de acreditado somente após a assinatura do contrato de acreditação.

2.5.5 O papel do LNMRI/IRD/CNEN

A CNEN, por intermédio do seu Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), via o seu Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI), está encarregada, desde 1989, da responsabilidade pela padronização de referência nacional das radiações ionizantes. Esta responsabilidade tem sido renovada há vários anos, mediante convênios celebrados com o INMETRO.

No dia 03 de Julho de 2008, foi assinado e publicado no DOU nº 128, Séc. 3, Pág. 124, do dia 07 de julho de 2008, a renovação do Termo de Designação do LNMRI/IRD, pelo INMETRO. O objeto do Termo esclarece e amplia a atribuição do LNMRI/IRD para assumir a responsabilidade pela padronização de referência nacional das radiações ionizantes, pela disseminação das suas respectivas unidades de medida, inclusive em apoio às atividades de acreditação de laboratórios por parte do INMETRO, dentre outras atividades de mútuo interesse. O Termo de Designação, então assinado, permanecerá válido por 10 (dez) anos.

A atividade de metrologia científica e industrial abrangida pelo presente Termo de Designação compreende todas as atividades usualmente atribuídas a um laboratório de referência nacional, em estreita articulação com o INMETRO. Afora

estas atividades, o Termo de Designação reitera em diversos parágrafos que o LNMRI/IRD deve:

- Estimular, em sua área de atuação, a acreditação de laboratórios pela CGCRE/INMETRO e
- Disponibilizar pessoal técnico qualificado para integrar as equipes de avaliação de laboratórios, quando da execução de avaliações de laboratórios acreditados ou em fase de acreditação pela CGCRE/INMETRO, no campo das radiações ionizantes.

É natural, considerando os diferentes campos de acreditação, tais como: dimensional, mecânico, termodinâmico, tempo e frequência, radiações ionizantes e outros, que o INMETRO faça uso da competência técnica dos laboratórios de metrologia científica e dos laboratórios designados para auxiliá-lo no processo de acreditação. Sendo assim, é papel do LNMRI/IRD, como laboratório designado para radiações ionizantes, elaborar e desenvolver os requisitos técnicos específicos para sua área, que, uma vez publicados e em associação aos requisitos gerais da norma ISO 17025, poderão ser utilizados como documento normativo do INMETRO.

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1- Equipamentos e sistemas de medição

Neste trabalho foram utilizados os equipamentos de radiação X, as câmaras de ionização e instrumentação auxiliar listadas nos itens abaixo:

3.1.1- Equipamento de radiação X do LNMRI/IRD/CNEN

O laboratório de radiação X de baixa energia do LNMRI/IRD conta com um equipamento industrial de raios X, ilustrado pela figura 3.1, fabricado pela Pantak Inc., EUA, modelo HF 160 de 160 kV, com sistema gerador de potencial constante. Ele possui um tubo de raios X modelo MXR-160 fabricado pela Comet, Lindenfeld-Bern, Suíça, que possui anodo fixo de tungstênio com ângulo de 20° e janela de 1mm de berílio.

Algumas características relevantes desse equipamento são a exatidão da tensão e da corrente aplicadas ao tubo (melhor que $\pm 1\%$), e a repetitividade dos valores da tensão e corrente (melhor que $\pm 0,03\%$). Além disso, seu ripple corresponde a um valor inferior a $\pm 0,15\%$.



Figura 3.1: Tubo de raios X e painel de controle do equipamento de raios X Pantak, modelo HF 160.

O equipamento da Pantak foi adquirido com um sistema de alta resolução para medição da tensão e corrente do tubo, que utiliza dois multímetros HP modelo

34401A da HP, EUA, apresentado na figura 3.2. O multímetro da HP possui resolução de 6,5 casas decimais.



Figura 3.2: Multímetro HP modelo 34401A

Do ponto de vista operacional, o equipamento de raios X da Pantak apresenta ainda algumas vantagens adicionais relativas à segurança, quais sejam: (a) Para diferentes variações da corrente, podemos observar valores específicos do kerma no ar; (b) Existe uma proteção total do tubo de raios X, característica esta que impede a ocorrência de erros de operação, tais como refrigeração inadequada do tubo, e também previne sobrecarga de tensão ou corrente; (c) Pré-aquecimento automático do tubo.

3.1.2- Equipamento de radiação X do CDTN/CNEN

O CDTN é participante da rede de metrologia em radiodiagnostico e possui um equipamento de raios X de potencial constante fabricado pela Pantak/Seifert, que está instalado no Laboratório de Calibração de Dosímetros (LCD). Este equipamento é um modelo ISOVOLT 320/13 HS, de 320kV, cujas características técnicas estão descritas na tabela 3.1 e seu painel de controle está apresentado na figura 3.3.

Tabela 3.1 – Características do equipamento de raios X do LCD/CDTN

Material do alvo do tubo	Tungstênio
Material da janela	Berílio
Ripple do gerador	Menor que 1%
Potência elétrica	4,2 kW
Faixa de kV (kVp)	10 a 320
Faixa de corrente (mA)	0,1 a 45 (mas limitado a 13 mA para 320 kVp)
Filtração permanente do tubo	7mm de Berílio
CSR da filtração permanente	0,18 mm Al @ 60 kVp



Figura 3.3: Painel de controle do equipamento de raios X Pantak/Seifert, modelo ISOVOLT 320/13 HS.

O equipamento de raios X do CDTN difere daquele do LNMRI/IRD por atingir tensão de operação mais alta, i.e., 320 kV, e possuir janela de 7 mmBe e não de 1 mmBe. Além disto, seu painel de controle, figura 3.3, não apresenta sistema de alta resolução para medição da tensão e corrente do tubo. Entretanto, suas condições de proteção contra erros de operação, refrigeração e sobre tensão são comparáveis àquelas do equipamento do LNMRI/IRD. Nenhuma destas diferenças afeta sua capacidade de operação para implementação das qualidades de raios X ou medidas dosimétricas.

3.1.3- Equipamento de radiação X do STAMH/IEE/USP

O STAMH/IEE/USP participa da rede de metrologia em radiodiagnóstico e é, atualmente, o único laboratório acreditado pelo INMETRO para a execução de ensaios de segurança em equipamentos de raios X e de dispositivos contra radiação X para fins de diagnóstico médico, equipamentos de proteção individual (aventais plumbíferos, protetores de gônadas, etc) e coletiva (argamassas baritadas, vidro plumbífero, etc).

O laboratório do STAMH/IEE/USP dispõe de 4 diferentes equipamentos de raios X: um Siemens Heliophos 4B, um GE Senograph 700, um Siemens Gigantus e um Philips MGC 40. Eles são utilizados para realização de ensaios e calibrações, que incluem medidas de kVp, kVp médio e PPV, dependendo do tipo de serviço solicitado,

segundo as especificações do cliente. Este último equipamento, por possuir gerador de potencial constante, foi escolhido para ser utilizado durante as medições, pois o gerador do equipamento do LNMRI/IRD também é de potencial constante.

O equipamento Philips MGC 40, possui gerador MG325 HT e tubo de raios X MCN 323. Suas principais características técnicas estão listadas na tabela 3.5.

Tabela 3.5 – Características do equipamento de raios X Philips MGC 40

Material do alvo do tubo	Tungstênio
Material da janela	Berílio
<i>Ripple</i> do gerador	Menor que 1%
Potência elétrica	4,5 kW
Faixa de kV (kVp)	15 a 320
Faixa de corrente (mA)	0.05 a 22.5
Filtração permanente do tubo	4mm de Berílio
CSR da filtração permanente	0,11 mm Al @ 60 kVp

Ele está dotado de divisor de tensão interno que permite conhecer a forma de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X quando conectado a um sistema de aquisição de dados com frequência de amostragem suficiente para reconstruir a forma de onda observada. A figura 3.6 apresenta os componentes de um modelo comercial de equipamento de raios X Philips MGC 40 semelhante ao utilizado.



Figura 3.6: Modelo comercial do equipamento de raios X Philips MGC 40

Para reconstruir a forma de onda observada e calcular o valor da grandeza de interesse, o PPV, o laboratório emprega um moderno osciloscópio digital programável, com tela de fósforo e 4 canais fabricado pela Tektronix, modelo TDS

5105. Ele possui largura de banda de 1 GHz e capacidade de amostragem de 5 Gamostras/segundo. A Figura 3.7 apresenta um osciloscópio da série TDS 5000, semelhante ao utilizado.



Figura 3.7: Osciloscópio Tektronix série TDS5000

O Osciloscópio da serie TDS5000 inclui acesso aberto a um ambiente operacional MS Windows® que permite que outros aplicativos possam ser instalados, tais como: MS Word®, Excel®, MATLAB® e Labview®, de modo a realizar a documentação de relatórios e análises de sinais (TEKTRONIX, 2008). O osciloscópio do STAMH estava dotado de um programa em Labview®, desenvolvido na própria instalação e que usa as equações que definem o PPV, apresentadas na seção 2.2. Com ele foi possível capturar as formas de onda do gerador de raios X e do medidor não invasivo PTW Diavolt, fundamentais para o estudo realizado.

3.1.4- Sistemas dosimétricos utilizados

As câmaras de ionização apresentadas na figura 3.4 foram utilizadas durante este trabalho.



Figura 3.4: Câmaras de ionização da Radcal Corporation para radiodiagnóstico convencional

A câmara da *Radcal Corporation*, modelo 20x5-3, número de série 20647, é cilíndrica, possui volume sensível de 3 cm³ e seu uso é destinado a medições em feixes diretos de radiação. Ela possui certificado de calibração número 5535, do laboratório primário da Alemanha, o *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (PTB). Uma cópia deste certificado pode ser encontrada no anexo A. A câmara modelo 10x5-6, série 16175, também foi fabricada pela *Radcal Corporation*. Ela possui volume sensível de 6 cm³ e tem a mesma aplicação que a anterior, sendo que ela é usada como padrão de trabalho no laboratório.

As câmaras foram acopladas a um eletrômetro da *Keithley Instruments*, modelo 6517A, número de série 0701674, apresentado na figura 3.5, que possui interface IEEE 488 para conexão com o computador por meio de um programa desenvolvido em LabView, que faz a aquisição automática das leituras de carga e corrente.



Figura 3.5: Eletrômetro KEITHLEY, modelo 6517A.

3.1.5- Sistemas auxiliares

Como todas as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho não são seladas, todas as medidas realizadas tiveram que ser corrigidas para as variações de temperatura e pressão ambientais.

Para possibilitar estas correções, foram utilizados o termômetro e barômetro listados a seguir e apresentados na figura 3.6.

- Termômetro digital fabricado pela *Hart Scientific*, Estados Unidos, modelo 1529R, número de série A42604 com intervalo de medida entre -50 e +150°C, precisão de 0,0025°C e resolução de 0,0001°C.
- Barômetro aneróide digital fabricado pela Druck, Alemanha, modelo DPI 141, número de série 00925, com intervalo de medida entre 80 e 115 kPa, precisão de 0,02 % da leitura e resolução de 0,001 kPa.

Ambos os instrumentos possuem interface IEEE 488 para conexão com o computador e aquisição automática de leituras.



Figura 3.6: Termômetro *Hart Scientific*, modelo 1529R e barômetro digital *Druck*, modelo DPI 141

3.1.6- Medidor não invasivo de tensão

Um medidor não invasivo de tensão é um dispositivo de teste desenvolvido para controle de qualidade em radiodiagnóstico e para ser utilizado com tubos de raios X clínicos, mas que também pode ser utilizado em medições com tubos de raios X industriais, uma vez identificadas suas limitações de uso.

O medidor não invasivo utilizado foi um PTW Diavolt Universal, fabricado pela PTW Freiburg da Alemanha, apresentado na figura 3.7. Ele é um medidor de alta tensão controlado por microprocessador que usa o método de dois filtros, i.e., dois detectores de estado sólido com diferentes filtrações, para determinação da tensão do tubo.

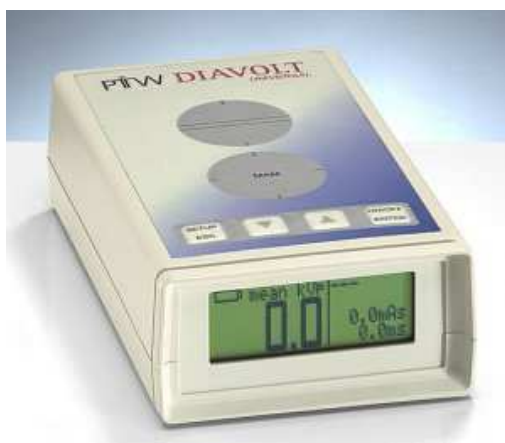


Figura 3.7: Medidor não invasivo de tensão PTW Diavolt Universal

O Diavolt apresenta uma vasta gama de possibilidades de aplicação em radiodiagnóstico, tais como: radiologia convencional e fluoroscopia, raios X dentários,

tomografia computadorizada e mamografia, para faixas de tensão de 22 a 150 kV. De acordo com a função selecionada, o Diavolt executa cálculos para indicação do kVp máximo, kVp médio e do PPV, com resolução de 0,1 kV. Ele foi testado contra a norma IEC 61676 (2002) pelo PTB e teve seu uso aprovado por aquela instituição para medidas do potencial de pico prático (PPV). Neste trabalho ele foi usado para medir não invasivamente o PPV, seguindo as recomendações do guia prático da IAEA (IAEA,2007).

O manual do PTW Diavolt Universal (PTW, 2008) estabelece algumas condições mínimas de uso do instrumento, tais como faixa de medição para uso clínico (radiologia convencional, fluoroscopia, raios X dentários, tomografia computadorizada e mamografia) em medições de dose, kV e tempo de exposição, variação do tempo de retardo (*delay*) de resposta da medida e seleção do tipo de anodo e filtração total do tubo. Dependendo do uso, a filtração total pode ser selecionada de 1,5 a 8 mm Al, para alvos de tungstênio.

A principal recomendação do manual se refere à geometria de irradiação do instrumento, dependendo da finalidade de uso do mesmo. Para medidas de tensão aplicada ao tubo em radiologia convencional e fluoroscopia, função RAD/FLU, a área do círculo cinza do instrumento com duas barras paralelas, mostrada na figura 3.7, deve ser centralizada em relação ao feixe de radiação e completamente irradiada. Para medidas de tensão aplicada ao tubo em mamografia, a área cinza com a inscrição MAM deve ser irradiada. Para medidas de dose todo instrumento deve ser completamente irradiado.

O manual apresenta, ainda, uma nota que recomenda: Para obter resultados de medida do kV mais precisos, a taxa de dose acertada na unidade de raios X não deve ser muito baixa. Isto se explica, pois os detectores do PTW Diavolt são do estado sólido e suas medidas dependem fundamentalmente da dose que o equipamento recebe.

Em algumas situações de irradiação que extrapolam sua capacidade de medida, o Diavolt apresenta mensagens de erro com três letras, que significam:

KVO – Sobreensão, i. e., instrumento submetido a tensão acima da faixa de definição da grandeza selecionada, e.g., PPV (20 a 150 kV)

KVU - Subtensão, i. e., instrumento submetido a tensão abaixo da faixa de definição da grandeza selecionada, e.g., PPV (20 a 150 kV)

DRO – Sobre corrente, i. e., instrumento submetido a dose acima da faixa de medição.

DRU – Sub corrente, i. e., instrumento submetido a dose abaixo da faixa de medição.

O Diavolt possui saídas laterais para conexão a osciloscópio, SCOPE 0-4 VDC, e serial, para comunicação com um computador. Para permitir conexão, ele foi adquirido com cabos de comunicação para porta RS232, cabo T25020, e adaptação para o conector BNC de um osciloscópio, cabo T25018.

O medidor não invasivo fabricado pela PTW modelo Diavolt Universal foi adquirido pelo LNMRI/IRD já calibrado em PPV no laboratório de calibração do fabricante. O certificado que acompanhava o instrumento, cuja cópia se encontra no anexo D, declara na página 2, no item observações que: “A calibração de todos os componentes de referência do kV é rastreável aos padrões nacionais do Laboratório Nacional Alemão do PTB Braunschweig e ao Instituto Nacional de Padrões e Tecnologia, NIST, dos Estados Unidos”. Mas ele não apresenta qualquer informação sobre sua acreditação pelo órgão acreditador alemão, DKD/PTB.

3.2 - Procedimento para estabelecer as qualidades da radiação

A mais completa especificação de feixes de raios X é dada por sua distribuição espectral. Uma vez que a espectrometria de raios X requer considerável experiência e consome tempo para realizar, a primeira e segunda CSR é normalmente empregada para a caracterização do feixe de raios X.

Enquanto a determinação da CSR fornece uma descrição qualitativa do campo de raios X, as medidas de kerma no ar fornecem uma descrição quantitativa da radiação produzida.

Para estabelecer as qualidades de radiação segundo a norma IEC 61267 (IEC, 2005) deve-se iniciar pela medição da tensão do tubo de raios X especificada em termos do potencial de pico prático. Se um sistema invasivo de medição da tensão não estiver disponível, um dispositivo não invasivo pode ser utilizado, desde que não interfira com a meta de exatidão e o balanço de incerteza do laboratório (IAEA, 2007). As demais etapas para estabelecer as qualidades da radiação são: determinação da filtração adicional e confirmação da filtração adicional.

No presente trabalho, excepcionalmente, a medida do PPV foi realizada depois da etapa de confirmação da filtração adicional. Isto só foi possível, pois os equipamentos de raios X utilizados foram todos de potencial constante pois esperava-se que o valor do PPV não diferiria muito da tensão nominal aplicada ao tubo.

3.2.1 - Determinação da filtração adicional

Segundo a norma IEC 61267 (IEC, 2005), uma maneira simples de determinar a filtração adicional necessária para atingir a qualidade de radiação desejada é a seguinte:

1. Meça a curva de atenuação para uma qualidade RQR desejada com camadas atenuadoras de alumínio. A curva de atenuação deve cobrir pelo menos uma atenuação de um fator 6.
2. Faça um gráfico da curva de atenuação. Use uma escala linear na abscissa para a espessura da camada de atenuação, e uma logarítmica na ordenada para o fator de atenuação.
3. Prepare um modelo retangular, preferencialmente transparente, cuja altura e largura, ambas nas respectivas unidades do gráfico, são dadas por um fator quatro e pela primeira CSR da qualidade de radiação a ser realizada, multiplicada por $(1+1/h)$, respectivamente, onde h é o coeficiente de homogeneidade da qualidade de radiação.
4. Faça uma linha auxiliar horizontal no modelo, dividindo-o em duas partes de igual tamanho e outra linha vertical a uma distância da borda esquerda do modelo correspondente ao valor da primeira CSR.
5. Tente posicionar o modelo sobre a curva de atenuação de tal modo que as bordas do modelo fiquem paralelas aos eixos do gráfico e que o canto superior esquerdo do modelo, assim como a interseção das duas linhas auxiliares, coincidam com pontos sobre a curva de atenuação (ver figura 3.7). A diferença entre a posição da borda esquerda do modelo e a ordenada do gráfico, dá a quantidade de filtração adicional necessária para estabelecer a qualidade de radiação RQR.

O algoritmo descrito acima tem uma solução significativa apenas enquanto a filtração total do tubo de raios X é bem pequena. Se a filtração for muito grande, o modelo não pode ser posicionado sobre a curva de atenuação da maneira necessária. Neste caso, o casamento entre a curva de atenuação e o modelo pode ser conseguido posicionando o modelo de tal modo que a segunda CSR é obtida, isto é, a interseção das duas linhas auxiliares e o canto inferior direito deve ficar sobre a curva de atenuação. Fazendo isto, a borda esquerda do modelo cairá no lado esquerdo da ordenada, indicando que uma diminuição na filtração é necessária, procedimento que normalmente não pode ser feito. Nessa situação, o tubo de raios X não é adequado para produzir qualidades de radiação da série RQR. Entretanto, outras qualidades de

radiação da norma IEC 61267 (IEC, 2005), que possuem filtração mais espessa, podem ser estabelecidas.

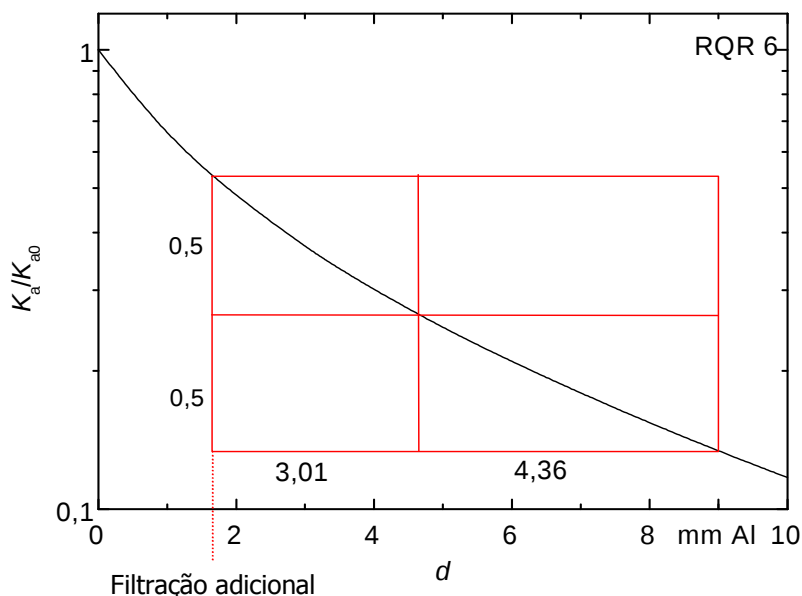


Figura 3.7: Curva de atenuação expressa como a razão do kerma no ar, K_a , atrás de uma filtração de espessura d , e o kerma no ar, K_{a0} de um feixe não atenuado.

3.2.2 - Confirmação da filtração adicional

A etapa seguinte à determinação da filtração adicional consiste na sua confirmação para cada qualidade de radiação. Isto é feito colocando-se uma espessura de alumínio igual à filtração adicional frente ao feixe de raios X e verificando-se a medição do kerma no ar com e sem uma CSR de Al, conforme os valores da coluna 3 da Tabela 2.4. Se a razão dos valores de kerma no ar estiver entre 0,485 e 0,515, isto é $\pm 3\%$, a qualidade de radiação desejada está estabelecida. Caso contrário, a filtração adicional poderá ser variada por tentativa e erro. Se a razão dos valores de kerma no ar for menor que 0,485, a filtração adicional precisa ser aumentada e vice-versa.

A filtração adicional necessária para estabelecer cada uma das qualidades de radiação RQR não será idêntica para cada qualidade de radiação. Se a diferença entre o maior e menor valor de filtração adicional não for maior que 0,5 mm, um único filtro adicional com uma espessura próxima da média aritmética de todos os valores de filtração adicional pode ser usado para estabelecer todas as qualidades de radiação RQR com um único filtro.

3.2.3 - Realização das medidas do PPV

O guia prático da IAEA (IAEA,2007) introduziu a possibilidade de uso de um dispositivo não invasivo para os laboratórios que não dispõem de um sistema invasivo de medição da tensão. Como este é o caso do LNMRI/IRD, assim como de outros laboratórios do país ou de outros países em desenvolvimento, optou-se por utilizar um dispositivo não invasivo aprovado para medir o PPV.

No âmbito nacional, o laboratório do Serviço Técnico de Aplicações Médico Hospitalares (STAMH) do IEE/USP está acreditado pelo INMETRO para diversas classes de ensaios, inclusive de medidores não invasivos de tensão de aceleração aplicadas a tubo de raios X, isto é, kVp, mas não conta com acreditação para a grandeza PPV. Eles têm desenvolvido e publicado trabalhos sobre o PPV (VIDEIRA, 2006, PIRES, 2007) e estão se preparando para obter uma extensão do escopo da acreditação para esta grandeza também.

O STAMH é um dos laboratórios participantes da rede de metrologia em radiodiagnóstico e uma de suas funções na rede é ser o laboratório de referência para grandezas elétricas. Considerando este motivo, foram solicitados testes de verificação da calibração do medidor não invasivo PTW Diavolt Universal, na grandeza PPV, objetivando identificar as limitações deste instrumento frente a um equipamento de raios X de potencial constante.

Os testes foram programados para um período imediatamente após recebimento do Diavolt no IRD e foram realizados conforme a disponibilidade do STAMH/IEE/USP, segundo seus procedimentos.

3.3 - Participação no Projeto Coordenado de Pesquisa (CRP) da IAEA

Para apoiar este estudo, o LNMRI/IRD participou de um Projeto Coordenado de Pesquisa (CRP) da IAEA, o CRP E2.10.06. Este projeto visava testar a implementação do código de prática da IAEA (IAEA, 2007) que naquela época ainda se encontrava em versão de rascunho.

A primeira reunião sobre o CRP, também chamada de encontro de pesquisa coordenada (RCM), foi realizada no escritório central da IAEA, em Viena, Áustria, em dezembro de 2005, com os seguintes participantes: Áustria, Brasil, Cuba, China, Finlândia, Grécia, Hungria, IAEA, República Tcheca, Tailândia, Vietnam. Durante a reunião, os onze participantes se comprometeram, voluntariamente, a realizar algumas das atividades previstas. Essas atividades foram incluídas em um plano de ação que constava de sete atividades técnicas e duas administrativas. As atividades administrativas se restringiam a organização dos RCM e relatoria e

preparação de um TECDOC (IAEA, 2008), documento técnico que deverá ser publicado com os resultados do trabalho do CRP.

As atividades técnicas eram extensas e algumas continham sub-atividades, que dependiam da área de atuação de cada participante. As atividades principais estão listadas a seguir:

1. Implementação de qualidades de feixes de radiação nos laboratórios secundários (SSDL)
2. Desenvolvimento de procedimentos de calibração, incluindo avaliação de incerteza
3. Comparação interlaboratorial de calibrações
4. Avaliação de procedimentos de medição em hospitais
5. Calibração de medidores de produto Kerma área (KAP)
6. Auditoria termoluminescente (TLD) de equipamento dosimétrico
7. Avaliação do potencial de pico prático (PPV)

Entre as atividades, algumas eram voltadas para laboratórios de dosimetria padrão secundário (SSDL) e outras para hospitais. Por este motivo, entre os participantes existiam SSDLs, que se dedicavam exclusivamente a atividades metrológicas, como o LNMRI/IRD, e outros que realizavam atividades somente clínicas. Existiam ainda SSDLs que realizavam atividades clínicas, além das metrológicas. O LNMRI/IRD, a princípio, se candidatou a realizar as atividades 1, 2 e 3, tendo sido apontado coordenador da atividade 2.

No 2º RCM, realizado na IAEA em julho de 2007, todos foram informados que a China desistiu de participar do CRP e o Reino Unido, juntamente com a Coreia do Sul, foi incluído para as atividades clínicas. Nesta reunião, a atividade 6 foi dividida em duas sub-atividades, uma para a parte clínica e outra para os laboratórios secundários. O LNMRI/IRD foi convidado e aceitou participar desta segunda parte.

3.3.1 – Comparações laboratoriais previstas dentro do CRP/IAEA

3.3.1.1 - Comparação interlaboratorial de calibrações

Esta atividade ficou sob coordenação da Grécia e estava voltada somente para SSDLs. Cada laboratório deveria calibrar duas câmaras de Ionização de mesmo modelo, de acordo com o procedimento do próprio laboratório, que será descrito com maiores detalhes na seção 3.4 e no capítulo 4, juntamente com os resultados das medições. Desde a primeira reunião ficou decidido que as qualidades a serem usadas na comparação seriam: RQR 3 (50 kV), RQR 5 (70 kV) e RQR 9 (120 kV).

As câmaras escolhidas foram duas Exradin, modelo A3, séries XR 71832 e XR 72321, cujo desenho esquemático esta apresentado na figura 3.8.

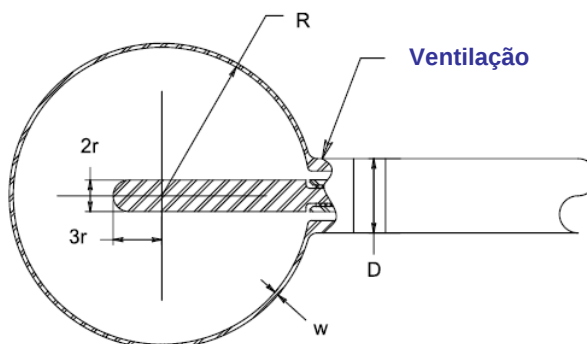


Figura 3.8: Câmara de ionização Exradin A3 (2008)

$R=9,7\text{mm}$, $r=1\text{mm}$, $w=0,25\text{mm}$, $D=7,9\text{mm}$, $\text{volume}=3,6\text{cm}^3$

A programação da comparação interlaboratorial previa, no 1º RCM, um cronograma para circulação das câmaras apresentado na tabela 3.6.

Tabela 3.6 – Cronograma da comparação interlaboratorial

Participante	Período da comparação
IAEA	6/2006
Grécia	7/2006
Finlândia	9/2006
Brasil	11/2006
Cuba	2/2007
Republica Tcheca	5/2007
China	7/2007
Vietnam	9/2007
Tailândia	10/2007

3.3.1.2 – Auditoria termoluminescente de equipamento dosimétrico dos SSDL's

A auditoria com TLDs para os SSDL foi idealizada a partir da 2ª RCM, ocorrida em julho de 2007, para testar os equipamentos dosimétricos dos laboratórios. Ela foi organizada pela Republica Tcheca, que ficou encarregada de preparar instruções e folhas de dados de irradiações.

Os participantes deviam irradiar os TLDs embalados em saquinhos plásticos e em cartões entre 5 e 10 mGy em kerma no ar, utilizando as mesmas qualidades de radiação utilizadas na comparação anterior, isto é, RQR3, RQR 5, e

RQR9. Maiores detalhes sobre os procedimentos de irradiação e dosímetros adotados serão descritos na seção 3.4 e no capítulo 4, juntamente com os resultados da auditoria.

A programação da auditoria com TLD previa a realização de medidas em duas rodadas, a primeira a ser realizada no segundo semestre de 2007 e a segunda durante todo o ano de 2008. Os participantes da primeira rodada seriam: República Tcheca, Grécia, Tailândia e Vietnã. Para a segunda rodada ficariam: Brasil, Cuba, Finlândia e a IAEA.

3.4 - Procedimento de calibração/irradiação e avaliação da incerteza de medição

O objetivo de qualquer procedimento de medição é o de se obter o valor verdadeiro convencional de uma grandeza, assim como o valor da incerteza associada ao processo.

Segundo o Vocabulário Internacional de Metrologia (INMETRO, 2003), a incerteza é o “parâmetro, associado ao resultado de uma medição, que caracteriza a dispersão dos valores que podem ser fundamentadamente atribuídos a um mensurando”. Em outras palavras, a incerteza pode ser entendida como um grau de dúvida inerente ao processo de medição, no qual já não é mais possível a aplicação de correções que possam ser eliminadas totalmente. A incerteza é uma medida quantitativa da qualidade de uma medição. Para se ter a rastreabilidade de um resultado de medição é imprescindível que a sua incerteza seja estimada.

Os cálculos para avaliação de incertezas da medição em laboratórios de metrologia são realizados seguindo as recomendações do Guia para Expressão da Incerteza de Medição (ABNT, 2003), que é aceito internacionalmente como referência principal para avaliação de incertezas. A partir dele foram originados diferentes documentos com exemplos práticos para diversas grandezas e aplicações. O guia prático da IAEA (2007) traz informação abrangente para avaliação de incertezas na área de dosimetria em radiodiagnóstico, especificadas na seção 6.7 e nos apêndices I e II, daquele documento. A avaliação de incerteza de medições para calibração de câmaras de ionização e irradiação de dosímetros realizadas neste trabalho segue a metodologia estabelecida no guia da IAEA, assim como os termos e símbolos empregados.

3.4.1 – Calibração de câmaras de ionização

A calibração de câmaras de ionização é normalmente realizada no LNMRI/IRD pelo método de substituição sem o uso de câmara monitora e o mesmo aconteceu no LCD/CDTN. Neste método, a câmara padrão e a câmara que se deseja

calibrar são posicionadas uma após a outra no eixo central do feixe de radiação. Inicia-se a medição com a câmara padrão para determinação do kerma no ar, que é calculado pela equação:

$$\dot{K}_{a,Q_0} = N_{K,Q_0}^{ref} \cdot M_{corr}^{ref} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (3.1)$$

Segue-se a medição com câmara do usuário para determinação do fator de calibração, que pode ser definido pelo modelo matemático da expressão:

$$N_K^{User} = \frac{\dot{K}_{a,Q_0}}{M_{corr}^{User}} \quad (3.2)$$

Onde: $N_{K,Q_0}^{ref} = N_{K,Q_0}^{User}$ - é o fator de calibração da câmara padrão e da câmara do usuário para kerma no ar e qualidade Q_0
 $\dot{K}_{a,Q_0}$ - é o kerma no ar medido com a câmara padrão para a qualidade Q_0
 $M_{corr}^{ref} = M_{corr}^{User}$ - é o valor médio das medições com a câmara padrão e da câmara do usuário

Aos valores médios das medições com as câmaras, aplicam-se os fatores de correção devido às grandezas de influência, que não são o objeto da medição, mas ainda assim influenciam a grandeza medida, tais como, pressão do ar, qualidade do feixe de radiação e outros. A expressão abaixo apresenta alguns fatores, que podem ser usados conforme a necessidade e disponibilidade:

$$M_{corr}^{ref} = M_{corr}^{User} = M_{corr} = M_{raw} \cdot k_T \cdot k_P \cdot k_{dist} \cdot k_{stab} \cdot k_{pol} \cdot k_{leak} \cdot k_s \cdot k_{elec} \cdot k_{Q,Q_0} \cdot k_{fs} \cdot k_{time} \quad (3.3)$$

Onde: M_{raw} – valor médio das leituras com as câmaras

$k_{T,P} = k_T \cdot k_P$ – correção da densidade do ar para temperatura e pressão.

k_{dist} - desvio no posicionamento da câmara em relação à posição de referência

k_{stab} - estabilidade da câmara padrão de referência

k_{pol} – efeito da polarização da câmara

k_{leak} - corrente de fuga

k_s - correção de saturação e recombinação

k_{elec} - calibração do eletrômetro

k_{Q,Q_0} - efeito de qualquer diferença entre as qualidades dos feixes utilizados na calibração e os feixes do laboratório onde a câmara de referência foi calibrada, e.g., SSDL e o PSDL.

k_{fs} - desvio da homogeneidade e uniformidade do campo, considerando o tamanho da câmara.

k_{time} – efeito da temporização do feixe de radiação.

A incerteza total do fator de calibração, NK_{user} , pode ser obtido aplicando-se a lei da propagação de erros na expressão 3.1. Colocando a expressão em valores relativos, tem-se:

$$\left(\frac{u_{N_K^{User}}}{N_K^{User}} \right)^2 = \left(\frac{u_{\dot{K}_{a,Q}}}{\dot{K}_{a,Q}} \right)^2 + \left(\frac{u_{M_{corr}^{User}}}{M_{corr}^{User}} \right)^2 \quad (3.4)$$

Os demais fatores de correção da expressão 3.3 seriam representados pela expressão abaixo e dariam origem às componentes de incerteza padrão devido ao uso de cada fator de correção.

$$\begin{aligned} \left(\frac{u_{M_{corr}}}{M_{corr}} \right)^2 &= \left(\frac{u_{M_{raw}}}{M_{raw}} \right)^2 + \left(\frac{u_{k_T}}{k_T} \right)^2 + \left(\frac{u_{k_P}}{k_P} \right)^2 + \left(\frac{u_{k_{dist}}}{k_{dist}} \right)^2 + \left(\frac{u_{k_{stab}}}{k_{stab}} \right)^2 + \left(\frac{u_{k_{pol}}}{k_{pol}} \right)^2 \\ &+ \left(\frac{u_{k_{leak}}}{k_{leak}} \right)^2 + \left(\frac{u_{k_s}}{k_s} \right)^2 + \left(\frac{u_{k_{elec}}}{k_{elec}} \right)^2 + \left(\frac{u_{k_{Q,Q_0}}}{k_{Q,Q_0}} \right)^2 + \left(\frac{u_{k_{fs}}}{k_{fs}} \right)^2 + \left(\frac{u_{k_{time}}}{k_{time}} \right)^2 \end{aligned} \quad (3.5)$$

A etapa final de avaliação de incertezas seria a de somar em quadratura o valor das contribuições das incertezas padrão, u_i , para obter a incerteza padrão combinada da medição, u_c . Esta deve ser então multiplicada por um fator de abrangência, k , para obter a incerteza expandida.

A tabela 3.7 apresenta um sumário das componentes de incerteza consideradas com uma explicação da origem de cada uma.

3.4.2 – Irradiação de dosímetros

A irradiação de dosímetros difere da calibração de câmaras, pois não é gerado nenhum fator de calibração. Para irradiação de dosímetros realiza-se uma

dosimetria com a câmara de padrão na distância necessária para irradiar o dosímetro, ou um conjunto deles, completa e uniformemente. O valor do kerma no ar para a qualidade de radiação desejada pode ser representado pela equação 3.1, assim como os fatores de correção da equação 3.3. As componentes de incerteza da tabela 3.7 também podem ser aplicadas para a atividade de irradiação de dosímetros, conforme a necessidade de uso.

Tabela 3.7: Sumário de componentes de incerteza para calibração de câmaras (IAEA, 2008)

Componente de Incerteza		Tipo	Origem da componente
Símbolo	Nome		
N_K	Calibração da câmara de referência	B	Do certificado de calibração $k=1$
k_{stab}	Estabilidade da câmara de referência	A/B	Estabilidade da câmara, DPM* ao longo do tempo ou variação máxima.
M_{raw}	Repetitividade da câmara de referência	A	Desvio padrão da média das medidas (câmara de referência)
k_s	Correção de Saturação e recombinação.	B	Normalmente desprezível
k_{leak}	Corrente de fuga	B	Menos que 0.1% do sinal. Avaliar U por duas opções: 1. subtrair do sinal 2. usar o limite max. (0,1%)
k_{dist}	Posicionamento da câmara	B	Desvio no posicionamento da câmara em relação à posição de referência
k_{elec}	Calibração do eletrômetro	B	Do certificado do eletrômetro $k=1$
$k_{elec-res}$	Resolução do eletrômetro	B	Pode ser combinada com as medidas da câmara. Normalmente a contribuição é pequena, 0,03%.
$k_{t,p}$	Correção da densidade do ar para T e P	A	Desvio padrão da média das medidas de T e P.
	Fatores de calibração do termômetro e barômetro	B	Do certificado de calibração do termômetro e barômetro $k=1$
k_{Q,Q_0}	Diferença na qualidade do feixe de radiação	B	Efeito de qualquer diferença entre as qualidades dos feixes utilizados e os feixes do laboratório onde a câmara de referência foi calibrada, e.g., SSDL e o PSDL.
K_{time}	Temporização	A	Se a componente de incerteza da temporização for maior que 0,1%, ela deve ser incluída.
K_{fs}	Desvio do tamanho de campo da condição de referência (homogeneidade, uniformidade)	B	Tamanho da câmara deve ser considerado ao avaliar componente
Obs.: As componentes das medições com a câmara do usuário têm a mesma origem que as da câmara padrão, mas refletindo as medições com a câmara do usuário.			

* DPM – desvio padrão da média

3.5 - Requisitos para laboratórios de calibração de instrumentos de radiodiagnóstico

A literatura dispõe de informações e detalhes técnicos para permitir a elaboração de requisitos que poderiam ser aplicados na avaliação de um laboratório. Entretanto, dada a diversidade de artigos que poderiam ser consultados e a quantidade de diferentes rumos que poderiam ser tomados ao se utilizar de fontes que pudessem ter sido descontinuadas, tomou-se o cuidado de consultar documentos de instituições com renomada experiência internacional e literatura atualizada.

A idéia era de se ter os requisitos com uma estrutura que se adequasse à norma ISO 17025 e já fosse utilizado por algum organismo de acreditação atuante em particular na área de radiação ionizante e especificamente em radiodiagnóstico. Os exemplos mais comuns encontrados foram: o sistema inglês do UKAS (*United Kingdom Accreditation Service*), o francês do BNM (*Bureau National de Metrologie*), o americano do NVLAP (*National Voluntary Laboratory Accreditation Program*) vinculado ao NIST (*National Institute of Technology and Standards*) e o alemão do DKD (*Deutscher Kalibrierdienst*) ligado ao PTB (*Physikalisch-Technische Bundesanstalt*).

Entre os organismos acreditadores pesquisados, o sistema americano do NVLAP/NIST era o que se apresentava mais disponível e mais facilmente acessível. Os demais ora não apresentavam documento específico para radiação ionizante (BNM,2008; DKD, 2007) ou estes estavam desatualizados (NAMAS,1989,1990).

O documento do NIST "*Technical Guide for Ionizing Radiation Measurements*", *NIST Handbook 150-2D* (NIST, 2004), foi utilizado como base para elaborar uma proposta preliminar de requisitos, sendo complementado com outras informações atualizadas de publicações relativas a radiações ionizantes encontradas na literatura internacional, tais como, IAEA (2007), IEC 60731 (1997a), IEC 61674 (1997b), ISO 4037 1 (1996) e a própria IEC 61267 (2005).

Os requisitos a serem propostos neste trabalho não incluirão as áreas de mamografia, radiologia dental ou tomografia computadorizada, pois poderiam prescindir de alguns detalhes específicos dessas áreas.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1- Implantação das qualidades de radiodiagnóstico no LNMRI/IRD

As medições para estabelecer as qualidades RQR da norma IEC 61267 seguiram os procedimentos do capítulo 3.2, utilizando os equipamentos descritos no capítulo 3.1 e filtros atenuadores de alumínio (Al) com pureza certificada de 99,999%.

O equipamento de raios X Pantak 160kV possui um gerador industrial de potencial constante e *ripple* nominal de 0,15%. Apesar do LNMRI/IRD possuir um sistema invasivo para medir a tensão do tubo de raios X modelo Dynalyser IIIU fabricado pela Radcal corporation, EUA, apresentado na figura 4.1, este não pode ser conectado ao equipamento de raios X da Pantak pois seus cabos de alta tensão possuem conectores diferentes. Os conectores do Dynalyser são compatíveis apenas com aparelhos de raios X clínicos, para os quais ele foi projetado.

A ligação do gerador do Pantak ao Dynalyser é possível com cabos de alta tensão especiais, só que extremamente custosa. O custo de cada cabo, conforme informações da própria Pantak, seria em torno de US\$ 8.500,00 (ROWLAND, 2006), sendo que são necessários 4 cabos para conectar o Dynalyser ao gerador da Patak. Ademais, o Dynalyser se tornaria exclusivo para este modelo de tubo de potencial constante.

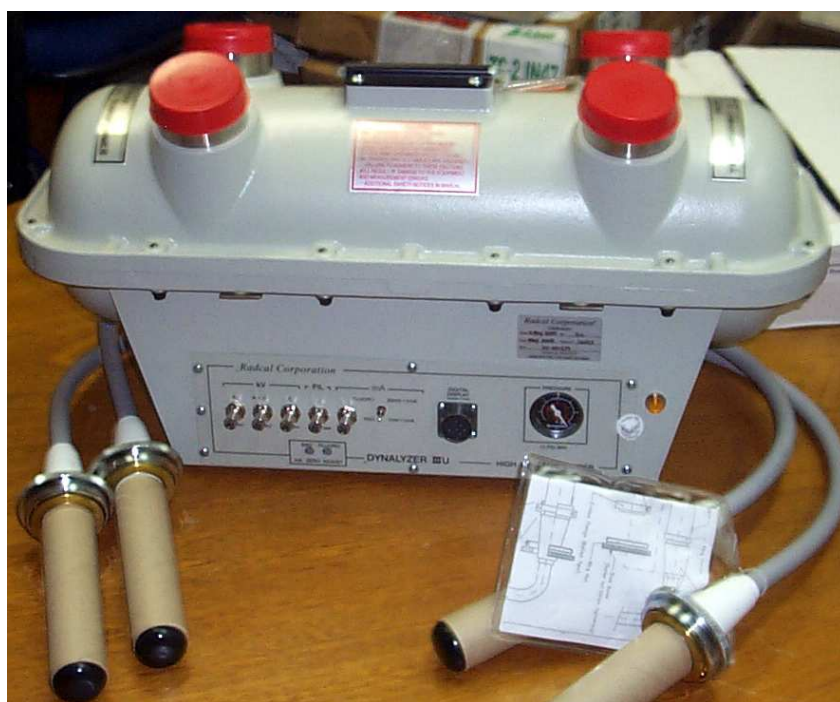


Figura 4.1: Divisor de tensão invasivo Radcal modelo Dynalyser IIIU.

Considerando a dificuldade de conexão de um medidor invasivo comercial ao tubo de raios X do LNMRI/IRD, um estudo mais detalhado foi realizado para avaliar a possibilidade de instalação do medidor invasivo Dynalyser IIIU no equipamento de raios X Pantak HF160 (QUARESMA, 2007). Nesse estudo, Quaresma analisou a configuração elétrica de ambos equipamentos e concluiu que eles são incompatíveis, não só pelos problemas mecânicos de possuírem diferentes modelos de conectores, mas também por diferenças elétricas inconciliáveis. O Dynalyser IIIU possui capacidade de medição de até 85 kV do catodo para a carcaça do tubo de raios X, enquanto que o Pantak HF160 atinge 160 kV entre esses mesmos pontos. Neste estudo, foi recomendado que um medidor de tensão deve ter capacidade de medição mínima de 160 kV. Ademais, sua estrutura deverá ser modular de forma a permitir medições até 320 kV, quando com dois módulos, para possibilitar conexão aos demais equipamentos de raios X do laboratório que operam até esta tensão.

A primeira alternativa possível ao medidor de tensão invasivo, indisponível naquele momento, era um medidor de tensão não invasivo calibrado em termos de PPV. Optou-se por um modelo de medidor de tensão não invasivo que mede PPV, o Diavolt Universal, fabricado pela PTW Freiburg, Alemanha, pois era o único aprovado pelo PTB para medir o PPV. Entretanto, o equipamento tampouco estava disponível no laboratório, o que atrasaria significativamente a realização do presente trabalho.

A alternativa adotada provisoriamente, enquanto o medidor não invasivo não estivesse disponível, foi utilizar o sistema de medida de tensão de alta resolução do próprio equipamento de raios X da PANTAK. Isto viabilizou, preliminarmente, a realização das medidas para implantação das qualidades, que serão mostradas nas seções que se seguem.

4.1.1 – Determinação da filtração adicional

Para proceder com as etapas descritas na seção 3.2.1, a câmara Radcal modelo 10x5-6, descrita no capítulo 3.1.3, foi posicionada na distância de 1 metro do foco do tubo de raios X para medir a curva de atenuação para as qualidades RQR da tabela 2.4. O posicionamento foi realizado com auxílio do sistema posicionador do LNMRI/IRD, que apresenta boa construção mecânica e resolução de 0,1 mm. Ele está apresentado na figura 4.2.

Os resultados das medições serão apresentados a seguir para a qualidade RQR 5, 70 kV, utilizada como exemplo explicativo. As demais qualidades foram todas incluídas no anexo B.

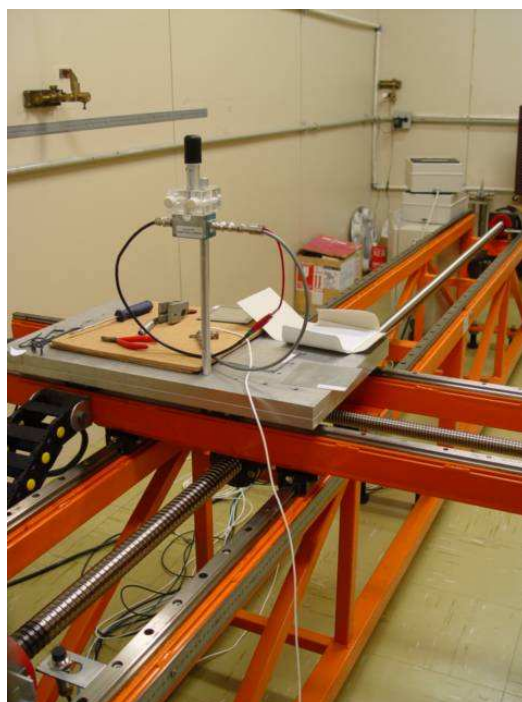


Figura 4.2: Arranjo experimental do laboratório de radiodiagnóstico.

As medidas do kerma no ar, K_{ar} , foram realizadas com o feixe de raios X sem filtro atenuador, $K_{ar,0}$, e com filtros atenuadores de alumínio progressivamente mais espessos para uma corrente aplicada ao tubo de raios X de 10 mA. Construiu-se a curva de atenuação, apresentada na figura 4.3, e sobrepôs-se o modelo retangular conforme as instruções da seção 3.2.1.

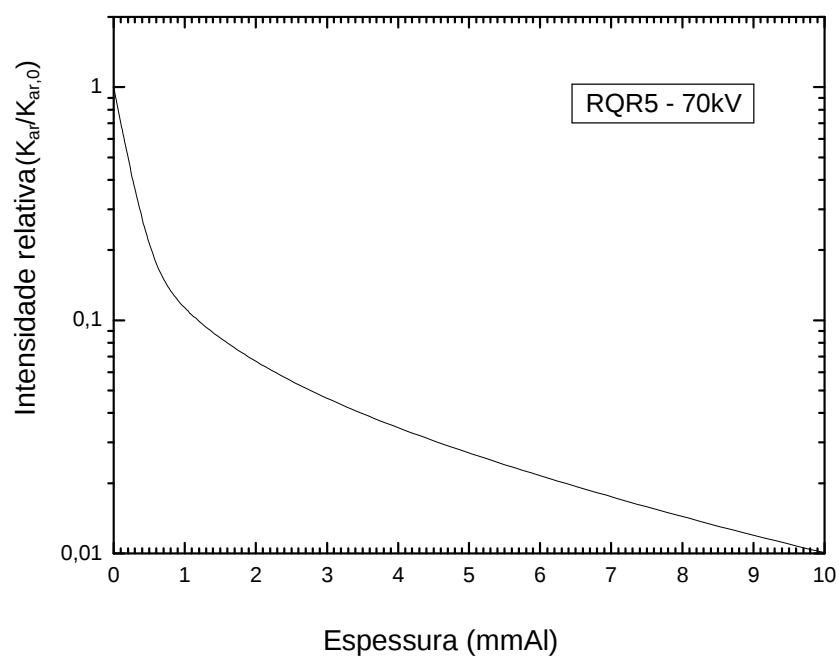


Figura 4.3: Curva de atenuação para a qualidade RQR5.

A construção do modelo retangular para a qualidade RQR5 teve que ser feita com suas dimensões nas mesmas unidades que o gráfico da figura 4.3, isto é, altura de um “fator 4” e largura igual a primeira CSR multiplicada por $(1+1/h)$, onde h é o coeficiente de homogeneidade para a qualidade RQR5. Da tabela 2.4, do capítulo 2, verificamos que o valor da primeira CSR vale 2,58 mmAl e h é igual a 0,71. Efetuando-se o cálculo, a largura do modelo para esta qualidade resulta em 6,21 mmAl. Dividiu-se o retângulo em 4 partes, isto é, passando uma linha horizontal pelo centro da altura e uma linha vertical a uma distância da borda esquerda do retângulo igual ao valor da primeira CSR, i.e., 2,58 mmAl. Posicionou-se o retângulo de modo que suas bordas ficassem paralelas aos eixos do grafico, conforme mostrado na figura 4.4.

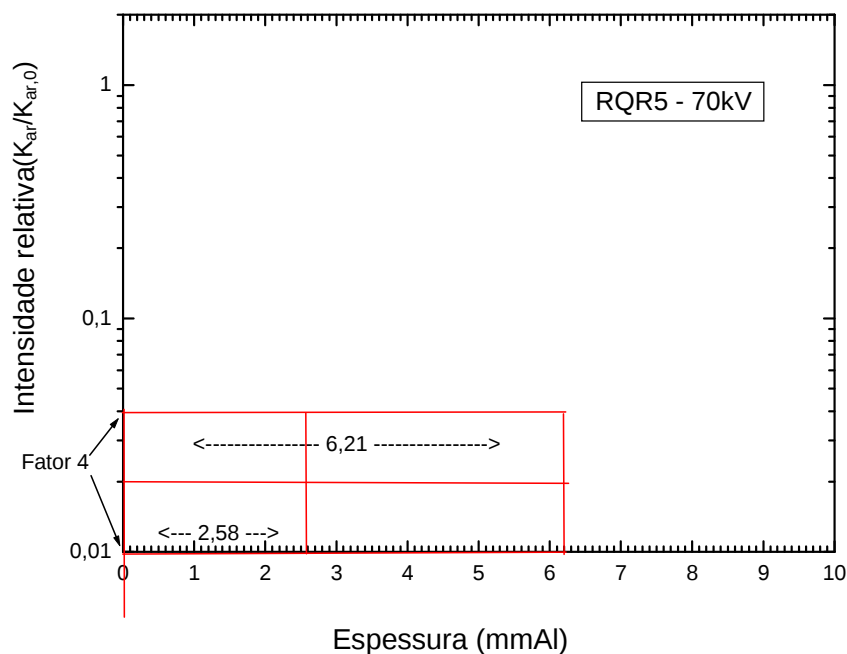


Figura 4.4: Modelo retangular para a qualidade RQR5.

Com esta configuração, moveu-se o retângulo sobre a curva de atenuação até que o canto superior esquerdo, o cruzamento das linhas centrais e o canto inferior direito coincidissem sobre a curva. Nesta posição, a continuação da linha do lado esquerdo do retângulo cruza o eixo das abscissas fornecendo a espessura da filtração adicional, que neste caso foi de 2,85 mmAl, como mostra a figura 4.4.

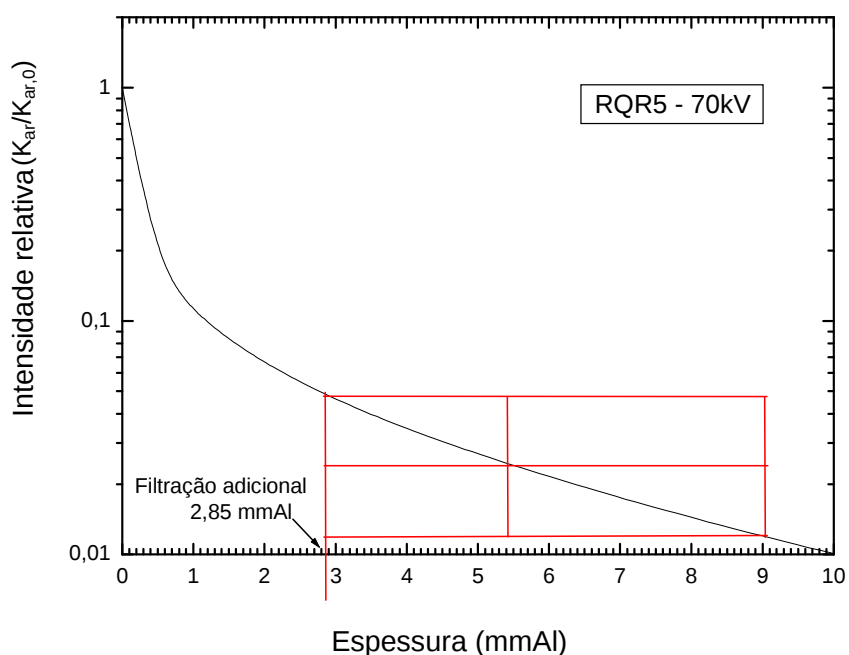


Figura 4.4: Modelo retangular sobre a curva de atenuação para a qualidade RQR5.

Considerando-se que o valor da largura do retângulo seria usado para executar os procedimentos acima para as demais qualidades de radiação, montou-se a tabela 4.1, que contém os valores da CSR e largura do retângulo para cada qualidade RQR.

Tabela 4.1: Qualidades de radiação e larguras dos modelos retangulares.

Qualidade de radiação	Primeira CSR (mm Al)	Coeficiente de Homogeneidade	Largura (mmAl)
RQR 2	1,42	0,81	3,17
RQR 3	1,78	0,76	4,12
RQR 4	2,19	0,74	5,15
RQR 5	2,58	0,71	6,21
RQR 6	3,01	0,69	7,37
RQR 7	3,48	0,68	8,60
RQR 8	3,97	0,68	9,81
RQR 9	5,00	0,68	12,35
RQR 10	6,57	0,72	15,70

Continuando o procedimento da seção 3.2.1, que foi reescrito com mais detalhes nas etapas acima, seria necessário repeti-lo para cada qualidade de radiação. Isto foi feito e os resultados se encontram no anexo B. Os valores

encontrados para a filtração adicional para cada qualidade de radiação encontram-se na tabela 4.2.

Tabela 4.2: Filtração adicional para as qualidades RQR.

Qualidade de radiação	Tensão do tubo (kV)	Filtração adicional (mm Al)
RQR 2	40	2,01
RQR 3	50	2,13
RQR 4	60	2,38
RQR 5	70	2,85
RQR 6	80	2,79
RQR 7	90	2,79
RQR 8	100	3,00
RQR 9	120	3,65
RQR 10	150	3,94

Cada valor de tensão exigiu que o procedimento de obtenção da filtração adicional fosse repetido. Isso levou, naturalmente, a valores diferentes de filtração adicional para cada valor de tensão, como se vê na tabela 4.2. Estes valores foram apenas uma referência, uma primeira aproximação da filtração adicional medida com o método da norma IEC 61267. Os valores das filtrações adicionais mostradas por esse processo foram o ponto de partida. A partir deles, a melhor filtração adicional teve que ser encontrada por medidas de aproximação, i.e., tentativa e erro, para verificar a concordância dos valores das CSR em $\pm 3\%$ com os valores da norma, para cada qualidade, conforme mostrado na seção seguinte.

4.1.2 – Confirmação da filtração adicional

Depois de se obter os valores da filtração adicional, conforme apresentado na tabela 4.2, novas curvas de atenuação para cada qualidade de radiação tiveram que ser medidas e contruídas, conforme descrito na seção 3.2.2. Repetiu-se o procedimento de obtenção da primeira curva de atenuação da seção 4.1.1, sendo que a espessura dos atenuadores começava com 0,5 mmAl e foram dobrando de valor até atingir 32 mmAl (IEC, 2005). A diferença, neste caso, é que já se contava com uma espessura de filtração adicional na frente do feixe de radiação, além dos filtros utilizados nas medições.

Os resultados das medições para obtenção da curva de confirmação da filtração adicional da qualidade RQR 5, 70 kV, utilizada como exemplo, estão na figura

4.5. No anexo C estão reunidas todas as curvas de confirmação da atenuação para as qualidades RQR.

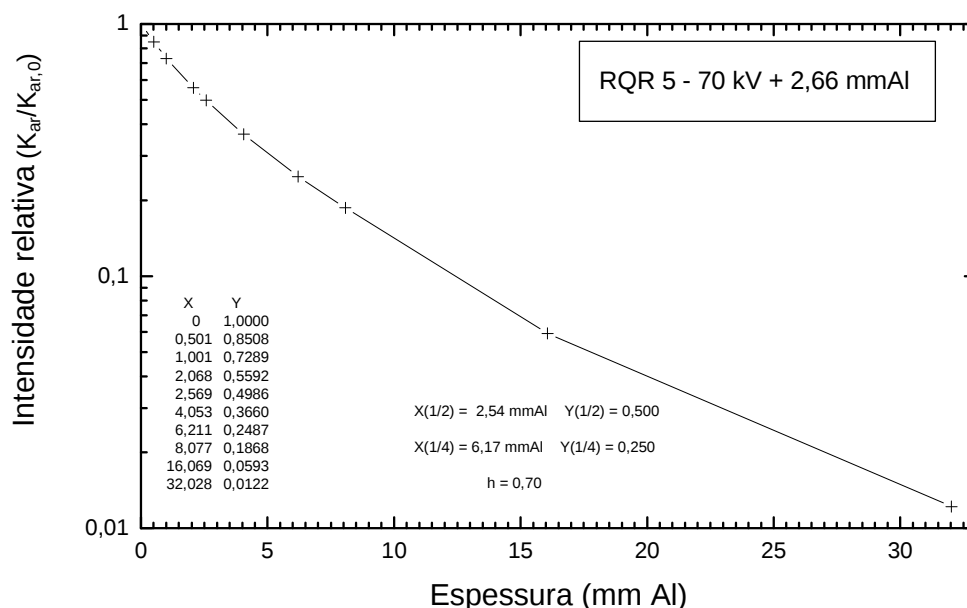


Figura 4.5: Curva de atenuação a qualidade RQR5 com filtração adicional

A filtração adicional da qualidade RQR 5 que na tabela 4.2 era 2,85 mmAl teve que ser variada até 2,66 mmAl para que houvesse concordância das CSR e dos valores de h . O mesmo ocorreu para as demais qualidades como pode ser observado nas figuras do anexo C. Esses resultados estão resumidos na tabela 4.3. De modo geral, as diferenças entre os valores das primeiras determinações das filtrações, tabela 4.2 e as definitivas, tabela 4.3, variaram de 0,35 mmAl a 0,02 mmAl. Sendo que as qualidades de tensão mais baixas, apresentaram variações maiores que as mais altas, devido a serem mais difíceis de serem estabelecidas.

Tabela 4.3: Confirmação da filtração adicional para as qualidades RQR.

Qualidade de radiação	Tensão do tubo (kV)	Filtração adicional (mm Al)
RQR 2	40	2,36
RQR 3	50	2,41
RQR 4	60	2,60
RQR 5	70	2,66
RQR 6	80	2,81
RQR 7	90	3,01
RQR 8	100	3,32
RQR 9	120	3,61
RQR 10	150	4,11

Na tabela 4.4, que apresenta uma comparação dos valores da 1ª CSR e coeficiente de homogeneidade obtidos e aqueles da norma IEC 61267, observa-se que para todas as qualidades RQR, as diferenças dos valores das CSR e de h ficaram todas dentro das tolerâncias da norma IEC 61267.

Tabela 4.4: Comparação dos valores da 1ª CSR e h com os da norma IEC 61267

Qualidade RQR	Tensão (kV)	1ª CSR*			h**		
		IEC	LNMRI	Dif. (%)	IEC	LNMRI	Dif. (abs.)
2	40	1,42	1,43	0,73	0,81	0,79	-0,02
3	50	1,78	1,80	1,32	0,76	0,73	-0,03
4	60	2,19	2,20	0,50	0,74	0,71	-0,03
5	70	2,58	2,54	-1,66	0,71	0,70	-0,01
6	80	3,01	2,94	-2,17	0,69	0,66	-0,03
7	90	3,48	3,49	0,30	0,68	0,66	-0,02
8	100	3,97	4,04	1,71	0,68	0,65	-0,03
9	120	5,00	5,09	1,80	0,68	0,68	0,00
10	150	6,57	6,56	-0,12	0,72	0,70	-0,03

* Diferença máxima, conforme IEC 61267 - $\pm 3\%$

** Diferença máxima, conforme IEC 61267 - $\pm 0,03$

Resumindo os resultados obtidos, a figura 4.6 apresenta as curvas de atenuação com filtração adicional para todas as qualidades de radiodiagnóstico implementadas, onde se pode observar a família de curvas de atenuação para o equipamento de raios X Pantak HF 160 do LNMRI/IRD.

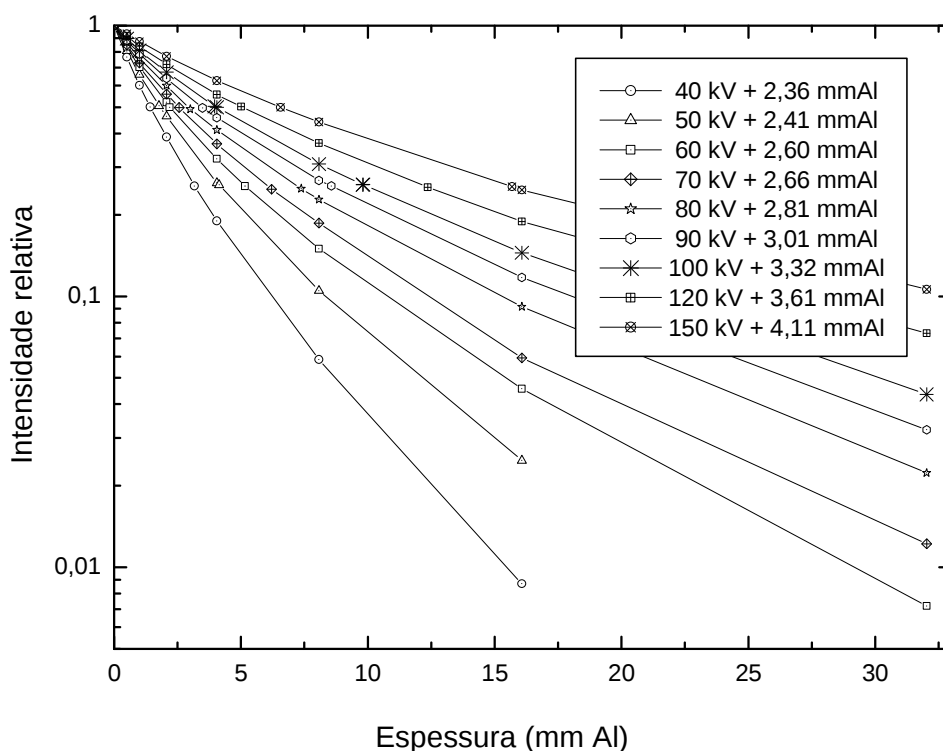


Figura 4.6: Curvas de atenuação das qualidades RQR com filtração adicional para o equipamento de raios X Pantak HF 160

A tabela 4.4 e a figura 4.6 comprovam a implementação das qualidades RQR no equipamento de raios X utilizado.

4.2 – Realização das medidas do PPV

As medições de tensão aplicada ao tubo, até este momento, se baseavam na tensão apresentada no mostrador do sistema de alta resolução do equipamento de raios X Pantak, que mede a tensão de pico aplicada ao tubo e não o PPV, conforme descrito na norma IEC 61267 (IEC,2005). Mesmo porque, não se dispunha de medidor invasivo de tensão com possibilidade de conexão ao equipamento de raios X, conforme detalhado na seção 4.1.

Como o medidor não invasivo PTW Diavolt Universal foi projetado para uso em equipamentos de raios X clínicos, cujas condições de operação diferem de um raios X industrial, a primeira etapa de teste de verificação da calibração do Diavolt foi estabelecer suas limitações para uso num equipamento de raios X industrial.

Sabe-se que um equipamento de raios X clínico opera em condições de tempo de exposição muito curto, no máximo até poucos segundos, e corrente aplicada ao tubo muito alta, até centenas de miliamperes. Estas condições são opostas às daquelas de um tubo industrial, isto é, tempos de irradiação longos e baixas correntes, até poucas dezenas de miliampere, dependendo da qualidade.

Os testes com o Diavolt foram realizados segundo o relatado nas seções seguintes.

4.2.1 – Teste de verificação da calibração do medidor não invasivo no STAMH/IEE/USP

O equipamento de raios X Philips MGC 40 do STAMH/IEE/USP foi pré aquecido e colocado para irradiar com 40 kV, corrente de 2 mA, tempo de exposição de 5s e com filtração total de 2,5 mmAl. O divisor interno no gerador de tensão do equipamento de raios X foi conectado ao canal 1 do osciloscópio Tektronix TDS 5105, em que foi executado o programa em Labview para cálculo do PPV. A figura 4.7 apresenta o resultado da medição realizada pelo osciloscópio para a forma de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X nas condições descritas.

A forma de onda mostrada na figura 4.7, apresenta uma curva com tempo de subida rápido, que se estabiliza no valor da tensão constante que foi aplicada ao tubo e uma descida, também rápida, que representa o fim do tempo de irradiação. Isto indicava que todo sistema de medição, composto pelo osciloscópio e pelo programa em Labview, estava funcionando a contento.

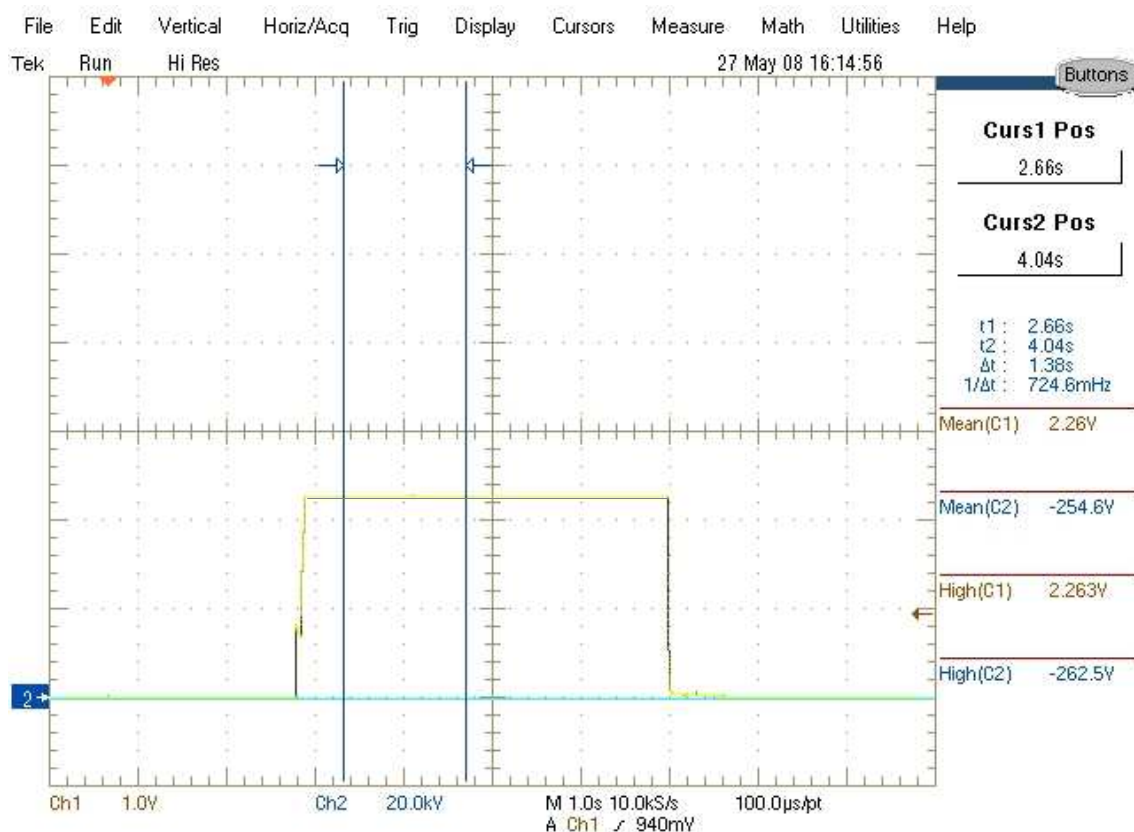


Figura 4.7: Tela do osciloscópio Tektronix TDS 5105 com a forma de onda da tensão de 40 kV aplicada ao tubo de raios X

O Diavolt foi então ligado e ajustado para a função RAD/FLU, com tempo de retardo de 1,5 s e filtração de 2,5 mm de Al. Ele foi colocado frente ao equipamento de raios X Philips MGC 40 nas condições descritas acima e na distância de 90 cm, com diâmetro de campo de 40 mm. Com auxílio do cabo T25018 da PTW, conectou-se o Diavolt no canal 2 do osciloscópio, mas o Diavolt não produzia qualquer forma de onda nestas condições e seu mostrador não apresentava qualquer mensagem de erro. O valor da tensão foi então elevado para 60kV, mantendo-se a mesma corrente aplicada, 2 mA. Nestas condições, obtiveram-se as formas de onda apresentadas na figura 4.8.

A forma de onda do Diavolt, medida pelo osciloscópio e mostrada em destaque na figura 4.8, apresentava um ruído intenso. Entendeu-se, então, por que na tentativa anterior, com 40 kV, não foi possível obter a curva de resposta do Diavolt. Ele simplesmente não estava medindo nada e nem mesmo apresentava mensagem de erro. Na condição de 60 kV foi possível obter a forma de onda da tensão, mas os valores do PPV indicados no Diavolt eram imprecisos, pois a taxa de dose aplicada ao instrumento era baixa. Decidiu-se então variar a distância de medida frente ao feixe de radiação para 40 cm, mantendo o mesmo tamanho de campo, de modo a aumentar a

dose sobre o Diavolt e possibilitar as medidas em toda faixa de tensão das qualidades RQR para diferentes correntes.

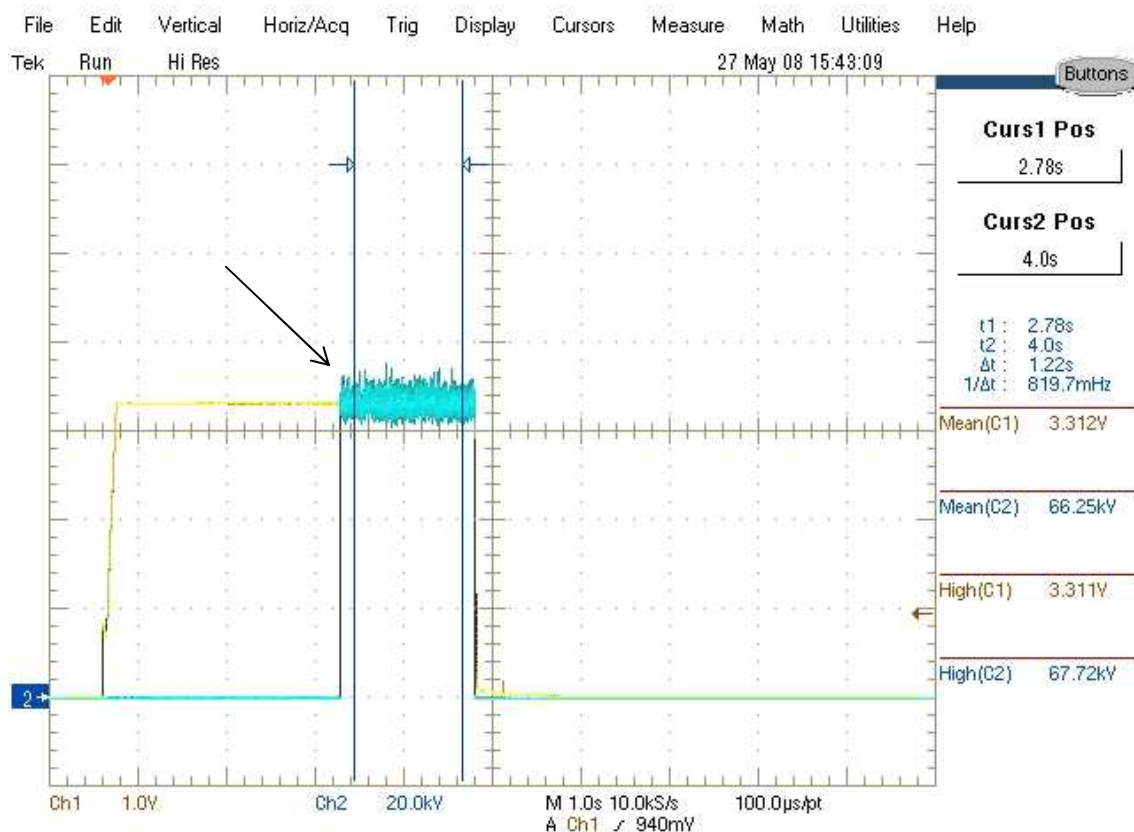


Figura 4.8: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 60 kv, na distância de 90 cm.

Também na figura 4.8, pode-se observar que a tela do osciloscópio dispunha de dois cursores verticais, identificados por duas setas, que permitiram selecionar a faixa de interesse das formas de onda do Diavolt e do gerador de tensão do tubo de raios X. Essa faixa de interesse também é usada pelo programa em Labview que faz a aquisição da curva de tensão do gerador do tubo para executar o cálculo do PPV.

Tendo-se determinado as melhores condições de medida com o Diavolt, passou-se a fazer as medidas para o teste de calibração do mesmo em PPV. Os resultados estão apresentados na tabela 4.5. As curvas obtidas no osciloscópio para a distância de 40 cm e diferentes tensões e correntes aplicadas ao tubo de raios X, estão reunidas no anexo E.

Todas as tensões das qualidades RQR, da tabela 4.5, foram testadas para correntes que variaram de 2, 4, 8, 16 a 20 mA. Entretanto, algumas condições de teste excederam os limites de medida do Diavolt. As medidas para corrente baixa nas

tensões mais baixa e mais alta, i.e., 40 kV e 150 kV, foram as que apresentaram maior dificuldade de medição. A 40 kV e 2 mA, o Diavolt apresentava a mensagem de erro DRU, que significava que os detectores do Diavolt estavam submetidos a dose abaixo da faixa de medição. A 150 kV não foi possível fazer medida para qualquer das correntes ensaiadas. Isto aconteceu pois o instrumento restringe suas medições à faixa em que o PPV está definido, 20 a 150 kV. A tensão mais próxima em que foi possível realizar medidas foi 148 kV, mesmo assim, somente para correntes a partir de 4 mA.

Conforme mostrado na tabela 4.5, não foi possível fazer medidas com o Diavolt acima de 148 kV nominais, pois o instrumento começa a apresentar leituras imprecisas. Nas últimas figuras do anexo E, verifica-se a forma de onda do Diavolt para tensões nominais de 148 kV e em duas tentativas de efetuar leitura para a tensão nominal de 149 kV sem obter sucesso.

O certificado de calibração da PTW para o Diavolt Universal testado traz um único fator de calibração, N_{KV} , igual a 1,00 para toda sua faixa de uso, ver anexo D. Os resultados dos testes no STAMH, apresentados na tabela 4.5, apresentam fatores de calibração mais detalhados para diferentes correntes aplicadas ao tubo de raios X. Os fatores máximo e mínimo avaliados foram de 1,017 e 0,967, considerando toda a faixa de corrente medida. Para a corrente de 8 mA, corrente próxima daquela utilizada na implementação das qualidades no LNMRI/IRD, isto é, 10 mA, a variação foi de 0,971 a 0,997. Estes fatores possibilitarão corrigir os desvios das medidas com o Diavolt nos equipamentos em que for utilizado para avaliar o PPV.

A incerteza total ($k=2$) informada pelo STAMH/IEE/USP para os fatores de calibração da tabela 4.5 não excedeu o valor de 1%, excluído o dispositivo sob teste, i.e., o Diavolt.

Tabela 4.5: Teste de calibração do Diavolt
nas tensões das qualidades RQR

Tensão (kV)	Corrente (mA)	PPV (kV)		Fator de Calibração
		Diavolt	VVC	
40	2	DRU	40,59	-
	4	39,8	40,02	1,006
	8	39,7	39,07	0,984
	16	39,8	39,61	0,995
	20	39,8	39,86	1,002
50	2	50,0	49,51	0,990
	4	50,1	49,67	0,991
	8	50,1	49,95	0,997
	16	50,1	50,48	1,008
	20	49,9	50,73	1,017
60	2	60,2	59,36	0,986
	4	60,1	59,50	0,990
	8	60,0	59,75	0,996
	16	60,0	60,30	1,005
	20	60,0	60,55	1,009
70	2	70,1	68,59	0,978
	4	70,2	68,74	0,979
	8	70,2	69,00	0,983
	16	70,2	69,96	0,997
	20	70,2	70,23	1,000
80	2	81,3	78,84	0,970
	4	81,4	78,97	0,970
	8	81,4	79,25	0,974
	16	81,1	80,27	0,990
	20	81,2	80,54	0,992
90	2	91,3	89,24	0,977
	4	91,2	89,39	0,980
	8	91,2	89,66	0,983
	16	91,3	90,3	0,989
	20	91,3	90,56	0,992
100	2	102,2	99,36	0,972
	4	102,2	99,47	0,973
	8	102,2	99,71	0,976
	16	102,3	100,21	0,980
	20	102,4	100,46	0,981
120	2	122,9	119,41	0,972
	4	122,9	119,53	0,973
	8	123,0	119,80	0,974
	16	122,9	120,71	0,982
	20	123,1	120,99	0,983
148	2	KVO	147,92	-
	4	153,1	148,07	0,967
	8	152,8	148,31	0,971
	16	152,9	148,86	0,974
	20	152,9	149,12	0,975
DRU – instrumento submetido a dose abaixo da faixa de medição KVO – instrumento submetido a tensão acima da faixa de definição do PPV (20 a 150 kV)				

4.2.2 – Medidas do PPV no LNMRI/IRD

Complementando as atividades para implementação das qualidades RQR de radiodiagnóstico no equipamento de raios X Pantak HF 160 do LNMRI/IRD, detalhadas no item 4.1, passou-se à etapa de verificação do PPV com o PTW Diavolt Universal. Isto só pode ser realizado após o teste de calibração do PTW Diavolt Universal e tendo-se identificado as limitações do mesmo.

As medidas do PPV com o Diavolt foram realizadas na distância de 46 centímetros do foco do tubo de raios X, onde o tamanho de campo era de 4,5 cm. Esta distância era a menor em que se podia posicionar o Diavolt frente ao tubo de raios X, devido a blindagem em torno da carcaça do tubo. Nestas condições reproduziu-se a tabela 4.5, com aproximadamente as mesmas tensões e correntes, para o equipamento de raios X Pantak HF 160 do LNMRI/IRD, cujos resultados estão apresentados na tabela 4.6.

As dificuldades de medição para corrente baixa nas tensões mais baixa e mais alta, i.e., 40 kV e 150 kV, apresentadas no IEE, foram também encontradas nas medidas com o equipamento de raios X Pantak no LNMRI/IRD. Em algumas situações, puderam-se realizar medidas que não foram possíveis durante os testes de verificação de calibração no IEE.

De posse dos valores dos valores de tensão em PPV corrigidos na tabela 4.6, pode-se elaborar a tabela 4.7. Esta tabela apresenta as qualidades RQR da norma IEC 61267 implementadas no LNMRI/IRD, utilizando o procedimento alternativo do TRS457, com as tensões medidas em PPV por um medidor não invasivo. Como as qualidades foram implementadas utilizando-se uma corrente de 10mA no tubo de raios X, aplicou-se o fator de calibração para a corrente mais próxima, 8 mA, para todas as tensões medidas.

Como a incerteza total associada aos fatores de calibração informados pelo STAMH/IEE/USP foi de 1%, e a incerteza do certificado de calibração 0811297, do PTW Diavolt Universal (anexo D) é de 2%, optou-se por utilizar este último valor para cálculo da incerteza em PPV, apresentada na tabela 4.7, por ser mais conservativo. Isto foi possível, pois o Diavolt demonstrou ser um instrumento bastante repetitivo quando irradiado sob taxas suficientes de radiação. Testes realizados a 40 kV e 8 mA, para 5 medidas consecutivas, resultaram numa repetibilidade de medidas de 0,13 %.

Tabela 4.6: Medidas do PPV com o Diavolt
no equipamento de raios X Pantak HF 160 do LNMRI/IRD

Tensão (kV)	Corrente (mA)	Diavolt		Medida corrigida
		PPV (kV)	Fator de Calibração	
40	2	DRU	-	-
	4	DRU	1,006	-
	8	40,8	0,984	40,2
	16	40,7	0,995	40,5
	20	40,7	1,002	40,8
50	2	50,8	0,990	50,3
	4	50,7	0,991	50,3
	8	50,8	0,997	50,6
	16	50,8	1,008	51,2
	20	50,8	1,017	51,6
60	2	60,8	0,986	60,0
	4	61,0	0,990	60,4
	8	60,9	0,996	60,6
	16	60,8	1,005	61,1
	20	60,8	1,009	61,4
70	2	71,0	0,978	69,5
	4	70,8	0,979	69,3
	8	70,9	0,983	69,7
	16	71,0	0,997	70,8
	20	71,1	1,000	71,1
80	2	81,9	0,970	79,4
	4	82,1	0,970	79,6
	8	82,1	0,974	79,9
	16	82,3	0,990	81,5
	20	81,8	0,992	81,1
90	2	91,9	0,977	89,8
	4	91,8	0,980	90,0
	8	91,8	0,983	90,2
	16	91,9	0,989	90,9
	20	91,9	0,992	91,2
100	2	102,4	0,972	99,6
	4	102,7	0,973	100,0
	8	102,7	0,976	100,2
	16	102,7	0,980	100,6
	20	102,8	0,981	100,9
120	2	121,5	0,972	118,0
	4	121,6	0,973	118,3
	8	121,7	0,974	118,5
	16	121,6	0,982	119,4
	20	121,8	0,983	119,7
149	2	150,7	-	-
	4	150,8	0,967	145,8
	8	150,6	0,971	146,2
	16	151,1	0,974	147,1
	20	151,6	0,975	147,9
DRU – instrumento submetido a dose abaixo da faixa de medição				

Tabela 4.7: Qualidades RQR da norma IEC 61267 implementadas no LNMRI/IRD, segundo o TRS457

Qualidades RQR	Tensão PPV (kV)	Filtração adicional (mm Al)	1ª CSR	2ª CSR	h
2	40,9 ± 0,8	2,36	1,43	1,81	0,79
3	50,5 ± 1,0	2,41	1,80	2,46	0,73
4	60,1 ± 1,2	2,60	2,20	3,10	0,71
5	69,7 ± 1,4	2,66	2,54	3,63	0,70
6	79,9 ± 1,6	2,81	2,94	4,47	0,66
7	90,3 ± 1,8	3,01	3,49	5,30	0,66
8	100,2 ± 2,0	3,32	4,04	6,17	0,65
9	118,5 ± 2,4	3,61	5,09	7,45	0,68
10	146,2 ± 2,9	4,11	6,56	9,44	0,70

O documento da IAEA TRS 457 (IAEA,2007) estabelece no seu item 6.5.2, pagina 70 que: A incerteza total ($k=2$) da medição da tensão do tubo de raios X não deve ser maior que 5% ou 2 kV, seja qual for o maior. Se um sistema invasivo de medição da tensão do tubo de raios X não estiver disponível, um dispositivo não invasivo pode ser usado como alternativa. Considerando esta alternativa, a tabela 4.7 comprova a implementação das qualidades RQR da norma IEC 61267 no equipamento de raios X utilizado. O PPV das qualidades foi determinado com um dispositivo não invasivo com incerteza total de 2%, dentro dos limites estabelecidos.

4.3 – Comparações laboratoriais realizadas com a IAEA

Duas comparações laboratoriais foram previstas dentro do CRP com a IAEA. Uma de calibração de câmaras de ionização e outra de auditoria com TLDs. Ambas resultaram numa avaliação da capacidade de medição do laboratório.

Os cronogramas das duas comparações previstas no CRP tiveram atrasos em relação ao programado na seção 3.3.1. Ambas estão sendo realizadas em prazos bastante estendidos, se comparados com os originais. Tanto que estas atividades ainda não se encerraram e foram reprogramadas para finalizar no final de 2009.

O LNMRI/IRD teve sua parcela de contribuição nesses atrasos, devido a problemas logísticos na entrada de ambos os sistemas de medida utilizados nas comparações. Adicionalmente, o equipamento de raios X Pantak HF 160, apresentou defeito quando as medições estavam por ser iniciadas, conforme relatado no item que se segue.

4.3.1 – Defeito no equipamento de raios X Pantak HF 160 do LNMRI/IRD

As câmaras Exradin A3, utilizadas na comparação interlaboratorial de calibrações, chegaram ao laboratório no dia 03 de junho de 2008.

As medições foram programadas para serem iniciadas no dia 16 de junho, pois estavam sendo terminadas as medidas do PPV com o medidor não invasivo PTW Diavolt, relatadas no item 4.2.2. Entretanto, o equipamento de raios X Pantak HF 160 começou a apresentar defeito, com mensagens de erro sendo apresentadas em seu mostrador (*supply trip* e *over kV*). Depois de diversas tentativas de reparo, o tubo de raios X teve que ser desmontado e deparou-se com o dano apresentado na figura 4.9.

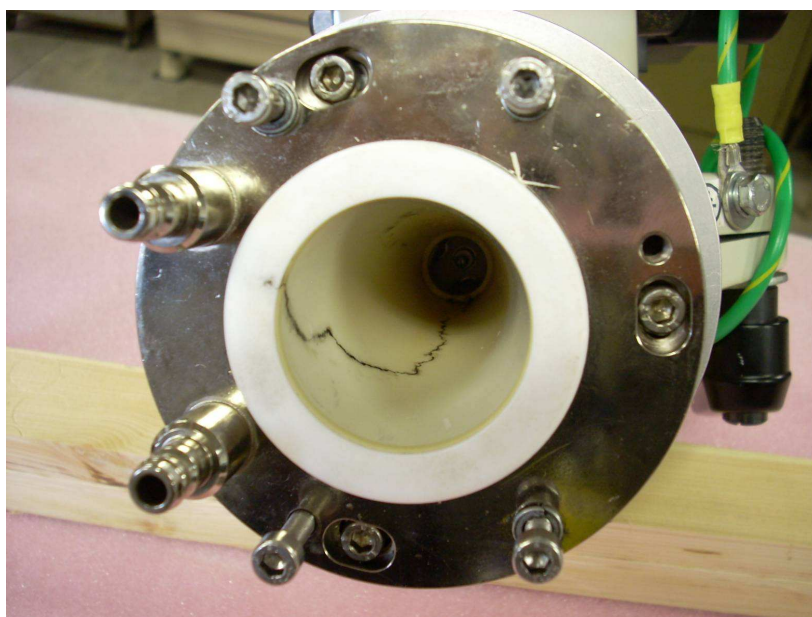


Figura 4.9: Dano no conector do tubo de raios X Pantak HF 160

O conector do tubo de raios X havia sofrido descargas de alta tensão e havia sido danificado. O defeito era passível de reparo, mas que demandaria um tempo longo.

Para contornar essa situação, foram feitos contatos com alguns laboratórios integrantes da rede de metrologia em radiodiagnóstico para saber qual dos laboratórios poderia prover as necessárias irradiações. O Laboratório de Calibração de Dosímetros (LCD) do CDTN já havia desenvolvido um trabalho de implementação de algumas qualidades RQR para radiodiagnóstico (OLIVEIRA, 2008), estava finalizando as medições para implantação das qualidades necessitadas e disponibilizou suas instalações. As medições para calibração das câmaras da IAEA foram programadas para o período de 07 a 10 de julho de 2008.

Nesse intervalo, os TLDs da auditoria termoluminescente, provenientes da República tcheca, chegaram ao laboratório em 26 de junho e foram levados ao CDTN para serem irradiados no mesmo período de julho.

4.3.2 – Comparação dos equipamentos de raios X do LCD/CDTN e do LNMRI/IRD

O equipamento de raios X do LCD/CDTN, Pantak/Seifert ISOVOLT 320/13 HS, é mais novo que o equipamento do LNMRI/IRD, Pantak HF 160. As principais diferenças entre ambos são a filtração inerente do tubo de raios X, respectivamente 7mm e 1mm de berílio, e a capacidade do primeiro atingir tensão mais alta, 320kV. Estas características não impõem qualquer restrição à implantação das qualidades de radiodiagnóstico ou à equivalência das mesmas. Este, especificamente, foi o objetivo da definição da grandeza PPV por Kramer e outros (KRAMER et al., 1998) e das novas qualidades de radiação publicadas pela IEC 61267 (2005).

As filtrações adicionais de ambos os equipamentos foram medidas segundo os procedimentos da norma IEC 61267 e resultaram em valores ligeiramente diferentes, que refletem a diferença na filtração inerente dos tubos de raios X. Isto pode ser observado na tabela 4.8 e na figura 4.10, que apresentam uma comparação das filtrações adicionais encontradas para os equipamentos de raios X Pantak HF 160 e o Pantak/Seifert ISOVOLT 320/13. A maior diferença no valor da filtração adicional de ambos os laboratórios foi de 0,36 mm para a qualidade RQR 2, de 40 kV. Esta diferença, entretanto, pode ser desprezada, pois ambos os laboratórios concordam com os valores da CSR dentro das tolerâncias estabelecidas na norma IEC 61627, i.e., 3%.

Tabela 4.8: Comparação das qualidades RQR implementadas no LNMRI/IRD e LCD/CDTN

Qualidades RQR	LNMRI/IRD		LCD/CDTN	
	Filtração adicional (mm Al)	1ª CSR	Filtração adicional (mm Al)	1ª CSR
2	2,36	1,43	2,0	1,40
3	2,41	1,80	2,1	1,77
4	2,60	2,20	2,5	2,19
5	2,66	2,54	2,6	2,60
6	2,81	2,94	2,7	2,98
7	3,01	3,49	2,9	3,47
8	3,32	4,04	3,1	3,96
9	3,61	5,09	3,5	5,05
10	4,11	6,56	3,8	6,48

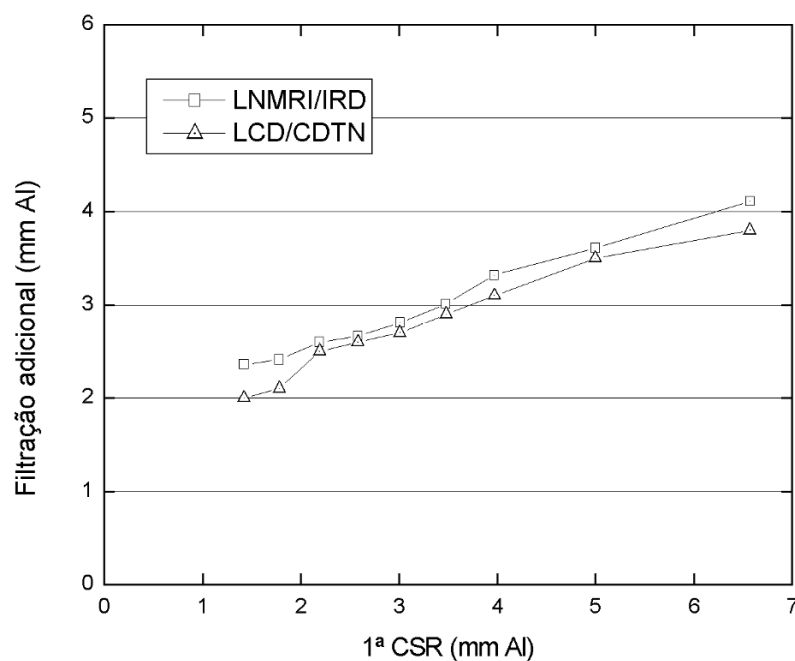


Figura 4.10: Filtrações adicionais dos tubos de raios X do LNMRI/IRD e LCD/CDTN

A diferença entre as filtrações adicionais dos dois tubos apresentada na tabela 4.8 e figura 4.10 fica ainda menor se confrontada com a figura 4.11, que compara as filtrações adicionais dos tubos de raios X dos países participantes do CRP/IAEA (IAEA, 2008), que também concordam com as tolerâncias da IEC 61267.

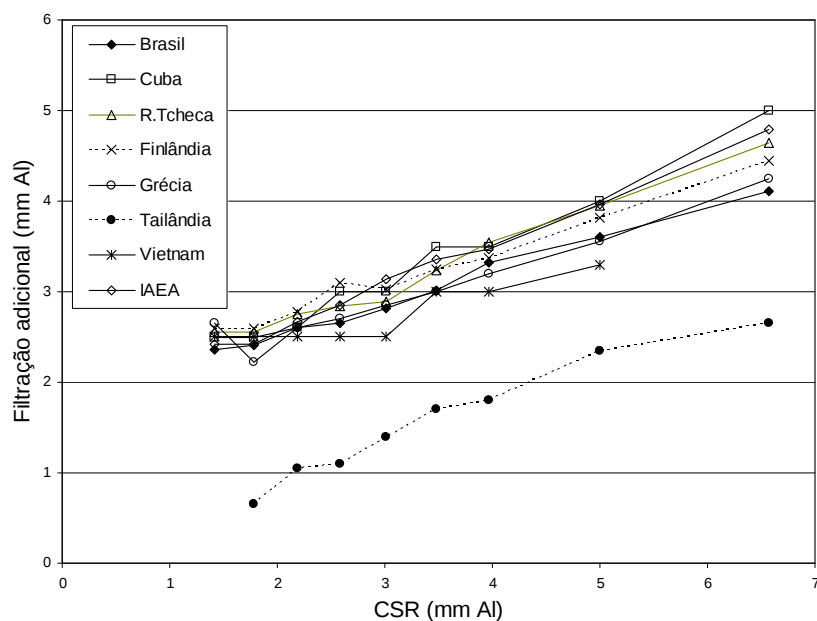


Figura 4.11: Comparação das filtrações adicionais dos tubos de raios X dos participantes do CRP/IAEA (IAEA, 2008)

4.3.3 - Comparação interlaboratorial de calibrações

A câmara padrão do LNMRI/IRD Radcal 20X5-3 / 20647 e as câmaras da IAEA, Exradin A3 séries XR71832 e XR72321, foram levadas ao CDTN na semana programada para execução das medidas, 07 a 10 de julho de 2008.

A câmara padrão foi posicionada na distancia de 1 metro frente ao campo de radiação com auxilio de sistema de apontadores a “laser”. O diâmetro do campo naquela distancia era de 80 mm. A figura 4.12 apresenta o posicionamento da câmara frente ao campo de radiação.

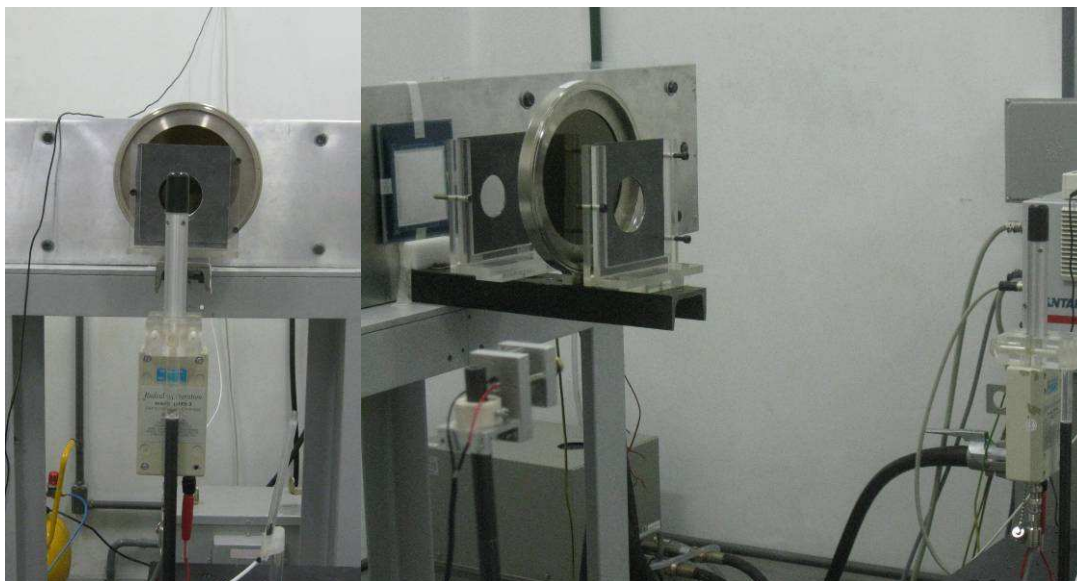


Figura 4.12: Posicionamento da câmara frente ao campo de radiação do equipamento de raios X Pantak/Seifert ISOVOLT 320/13

Para verificar a centralização da câmara no campo de radiação foi utilizada uma tela luminescente e uma câmara de vídeo, para transmitir a imagem da tela quando irradiada para fora da sala de calibração. Na figura 4.13 pode-se ver a imagem da câmara de ionização utilizada, fotografada na tela do monitor de TV.



Figura 4.13: Verificação da centralização da câmara no campo de radiação

A câmara foi conectada ao eletrômetro Keithley modelo 6517A, série 1138780, do LCD/CDTN e alimentada pelo próprio eletrômetro com uma tensão de 300V. Após o período de 30 minutos de estabilização elétrica iniciou-se o teste para verificação da corrente de fuga do conjunto câmara eletrômetro. A corrente de fuga medida foi de $8,10 \times 10^{-15}$ A, valor abaixo do limite estabelecido pelo fabricante da câmara, que é de 1×10^{-14} A.

As medidas para dosimetria dos feixes de radiação foram realizadas com o eletrômetro Keithley conectado pela porta IEEE 488 a um computador, onde estava instalado um programa “Eletrômetro” em Labview 7.0, apresentado na figura 4.14. O programa foi desenvolvido no LNMRI/IRD e controla as principais funções do eletrômetro. Ele possibilita medidas em carga, com variação do capacitor, intervalo de leitura, tensão aplicada à câmara e realiza medidas de temperatura e pressão atmosférica para os modelos de termômetros e barômetros configurados. Como o termômetro e barômetro do CDTN não estavam configurados, as medidas de temperatura e pressão foram registradas manualmente numa planilha Excel.



Figura 4.14: Tela do programa em Labview 7 para controle do eletrômetro Keithley 6517A

Para a comparação interlaboratorial foi solicitada a calibração das duas câmaras Exradin em três diferentes qualidades, i.e., RQR 3, RQR 5 e RQR 9. As medidas foram iniciadas com a qualidade RQR3, ajustando a tensão do tubo de raios X para 50kV e colocando-se a filtração adicional de 2,1 mm Al. Para esta qualidade ajustou-se a corrente do tubo para 12 mA, de modo a reproduzir as condições de

medida utilizadas durante a calibração da câmara padrão, ver certificado no anexo A. Foram feitas dez medidas com a câmara, registrando temperatura e pressão ao final de cada medida. Em seguida foram realizadas as medidas para as demais qualidades, ajustando a tensão para os valores correspondentes e colocando-se as filtrações adicionais conforme a quarta coluna da tabela 4.8. As correntes utilizadas para as qualidades RQR5 e RQR9 foram, respectivamente, 7 e 3 mA, pelo motivo já explicado anteriormente.

As câmaras Exradin A3 séries XR71832 e XR72321 foram colocadas, uma por vez, frente ao feixe de radiação para serem calibradas pelo método de substituição, tendo-se tomado todos os cuidados de posicionamento já descritos para a câmara padrão. As correntes de fuga medidas com cada uma delas foram $4,78 \times 10^{-15}$ A e $7,92 \times 10^{-15}$ A, respectivamente, e se encontravam dentro dos limites do fabricante. Elas foram irradiadas nas mesmas qualidades, com as mesmas condições da câmara padrão e utilizando o mesmo sistema e programa de medida.

Os resultados da calibração das câmaras Exradin estão apresentados nas tabelas 4.9 e 4.10. As informações contidas nestas tabelas foram solicitadas pelo organizador da comparação interlaboratorial, no formato apresentado. Os cálculos de incerteza, U, apresentados nas tabelas foram realizados conforme descrito na seção 4.3.5.

Tabela 4.9: Resultado da calibração da câmara Exradin A3/XR071832

Qualidade	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Filtração adicional (mmAl)	1ªCSR (mm Al)	Taxa de K_{ar} mGy/min	N_K (Gy/C)	U (%)
RQR3	50	12	2,1	1,77	25,94	$8,144 \times 10^{+06}$	1,7
RQR5	70	7	2,6	2,60	23,90	$8,083 \times 10^{+06}$	1,7
RQR9	120	3	3,5	5,05	22,46	$8,080 \times 10^{+06}$	1,7
N_K = Fator de calibração da câmara							
U = Incerteza total (k=2)							

Tabela 4.10: Resultado da calibração da câmara Exradin A3/XR072321

Qualidade	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Filtração adicional (mmAl)	1ªCSR (mm Al)	Taxa de K_{ar} mGy/min	N_K (Gy/C)	U (%)
RQR3	50	12	2,1	1,77	25,94	$8,252 \times 10^{+06}$	1,7
RQR5	70	7	2,6	2,60	23,90	$8,186 \times 10^{+06}$	1,7
RQR9	120	3	3,5	5,05	22,46	$8,167 \times 10^{+06}$	1,7
N_K = Fator de calibração da câmara							
U = Incerteza total (k=2)							

Os resultados foram enviados ao laboratório coordenador da comparação, na Grécia, mas ainda não foi divulgado o resultado final desta atividade, pois ela ainda não foi encerrada dentro do CRP/IAEA. Entretanto, em Novembro de 2008 aconteceu a 3ª reunião do CRP e foram apresentados os resultados parciais da comparação com quatro participantes (IAEA, 2008). Ainda restam outros quatro participantes a fazer as medidas em 2009. Os resultados parciais divulgados se encontram nas figuras 4.15 e 4.16.

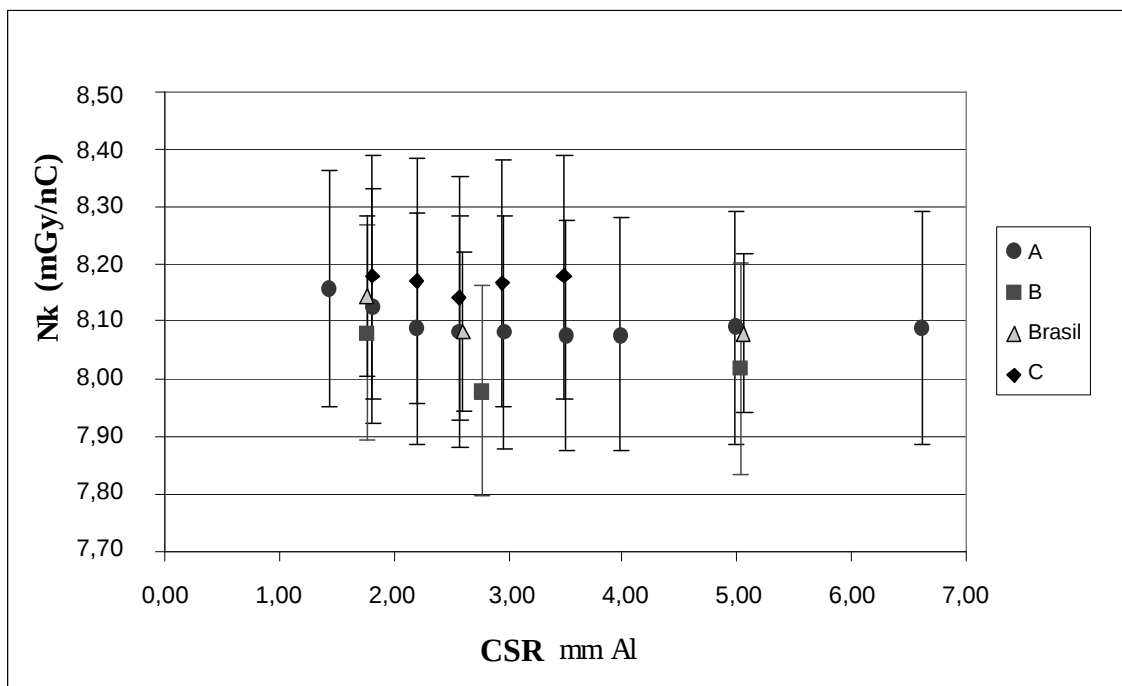


Figura 4.15: Resultados parciais de comparação da câmara Exradin A3/XR71832

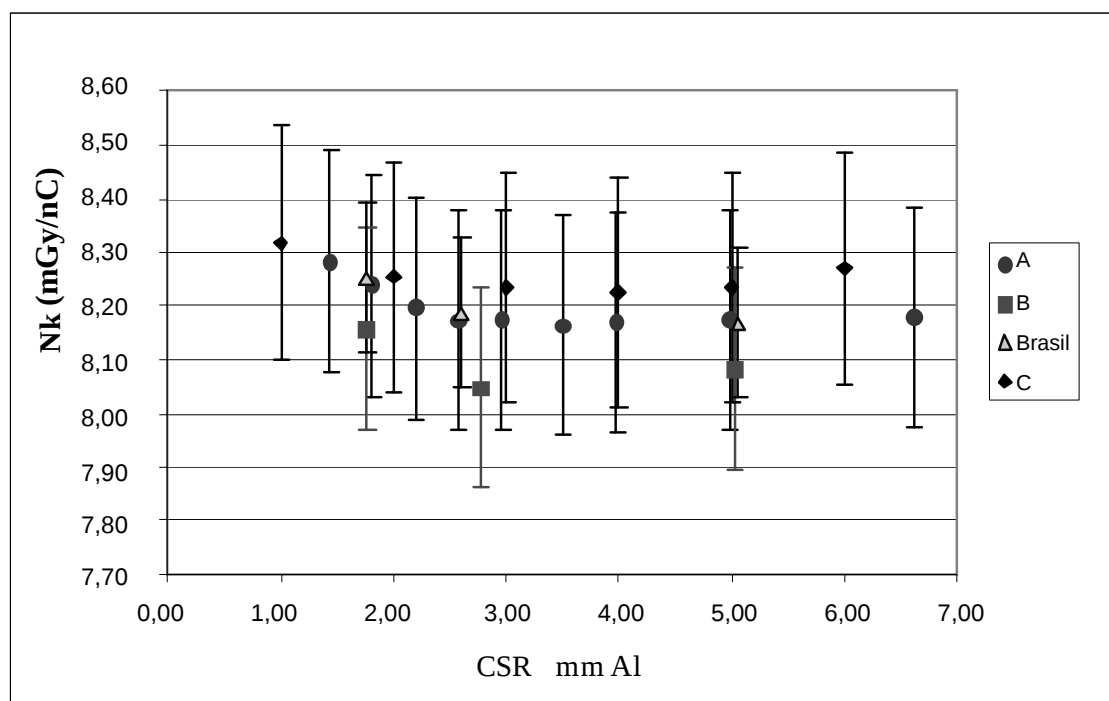


Figura 4.16: Resultados parciais de comparação da câmara Exradin A3/XR712321

As incertezas apresentadas nas figuras 4.15 e 4.16 variaram de 1,7% a 2,6%. A participação do Brasil na comparação apresentou a menor incerteza, pois o método de calibração de câmaras empregado foi o mais direto, isto é, foi realizada uma comparação direta entre a câmara padrão utilizada e a câmara a ser calibrada. Entre os demais países, alguns calibraram por meio de câmaras monitoras do feixe de radiação e outras por meio da calibração de câmaras padrão de trabalho. Em ambos os casos a incerteza de calibração é maior que numa comparação direta com o padrão.

Dos quatro participantes da comparação que apresentaram resultados, todos foram considerados consistentes entre si. Os resultados dos fatores de calibração das câmaras estão dentro das incertezas estabelecidas e não apresentaram qualquer efeito significativo devido a qualquer diferença nas CSR entre os laboratórios participantes.

4.3.4 - Auditoria termoluminescente

O sistema TLD da República Tcheca, coordenador da comparação, foi utilizado no exercício. Aos participantes foi solicitado que irradiassem os dosímetros nas qualidades RQR do seu laboratório.

Os dosímetros TL se constituíam de pastilhas termoluminescentes de LiF:Mg,Cu,P, encapsuladas em saquinhos de plástico preto ou cartões plásticos azuis especiais. Três pastilhas TL no saquinho ou no cartão representavam um dosímetro TL. O guia prático da IAEA (2007) recomenda o uso de saquinhos para encapsulamento dos dosímetros. Entretanto, com o uso do saquinho existem grandes variações de resposta nas pastilhas TL. Por este motivo, também foram usados cartões na comparação (IAEA, 2008).

Os TLD's recebidos estavam separados em 9 envelopes identificados com a qualidade a ser usada em cada irradiação. Eram três envelopes por qualidade. Em cada envelope existiam três saquinhos pretos e três cartões. Em cada um dos saquinhos e cartões existiam três pastilhas TL. Um envelope adicional trazia saquinhos e cartões para controle do desvanecimento e radiação de fundo. Ele estava identificado com um aviso para não serem irradiados.

Juntamente com os TLD's, foram enviadas as instruções de irradiação, que detalhavam informações sobre as qualidades de radiação e geometria de irradiação a serem utilizadas, a necessidade de dosimetria do feixe de radiação com a câmara de ionização de referência, cuidados nos preparativos antes da irradiação e a realização das irradiações.

Para a irradiação dos TLD's, foi feita uma dosimetria dos feixes na distância de 1,5 m e tamanho de campo de 120 mm, condições diferentes da utilizada na calibração das câmaras. Isto se deveu à necessidade de irradiação do conjunto de dosímetros completa e uniformemente. As correntes aplicadas ao tubo para as diferentes qualidades foram as mesmas que as usadas na calibração das câmaras, ver tabelas 4.9 e 4.10, resultando em taxas de kerma no ar menores. A partir desses valores, calculou-se o tempo de irradiação para cada qualidade, de modo que cada conjunto de dosímetros fossem irradiados com 10 mGy. A figura 4.17 apresenta a distribuição dos dosímetros no campo de radiação de uma das irradiações.

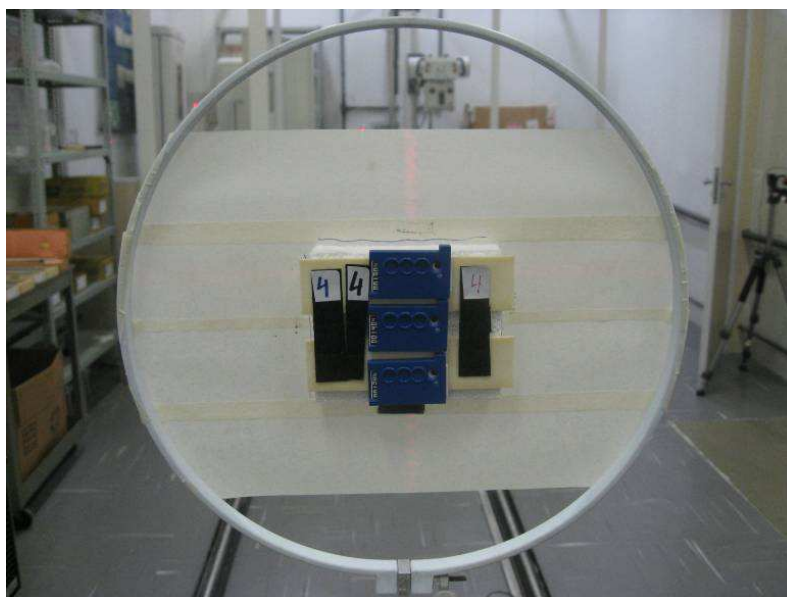


Figura 4.17: Dosímetros TL posicionados frente ao campo de raios X em saquinhos plásticos pretos e cartões azuis.

Depois de efetuadas todas as irradiações dos dosímetros TL foram feitos os cálculos de incerteza, U , conforme descrito na seção 4.3.5. Os resultados das irradiações foram colocados na tabela 4.11, de acordo com o modelo do laboratório organizador da comparação.

A tabela 4.11 com os resultados das irradiações foi enviada ao laboratório coordenador da auditoria, a República Tcheca, mas ainda não foi divulgado o resultado final desta atividade, apesar dela já ter sido encerrada.

Tabela 4.11: Resultado da irradiação dos dosímetros TL

Qualidade da radiação		kerma no ar (mGy)	U (k=2) (mGy)	Diâmetro do campo (cm)	Distância Foco ao dosímetro (cm)
RQR3	1ª irradiação	10,0	0,15	12	150
	2ª irradiação	10,0	0,15		
	3ª irradiação	10,0	0,15		
RQR5	1ª irradiação	10,0	0,15	12	150
	2ª irradiação	10,0	0,15		
	3ª irradiação	10,0	0,15		
RQR9	1ª irradiação	10,0	0,15	12	150
	2ª irradiação	10,0	0,15		
	3ª irradiação	10,0	0,15		

Na 3ª reunião do CRP foram apresentados resultados preliminares da comparação (IAEA, 2008), tendo sido informado que todos os laboratórios participantes já haviam irradiado os TLDs. As figuras 4.18 e 4.19 apresentam os resultados dos participantes para TLD's embalados nos saquinhos plásticos e nos cartões, respectivamente. Os resultados apresentados foram normalizados para a qualidade RQR5, utilizada como referência.

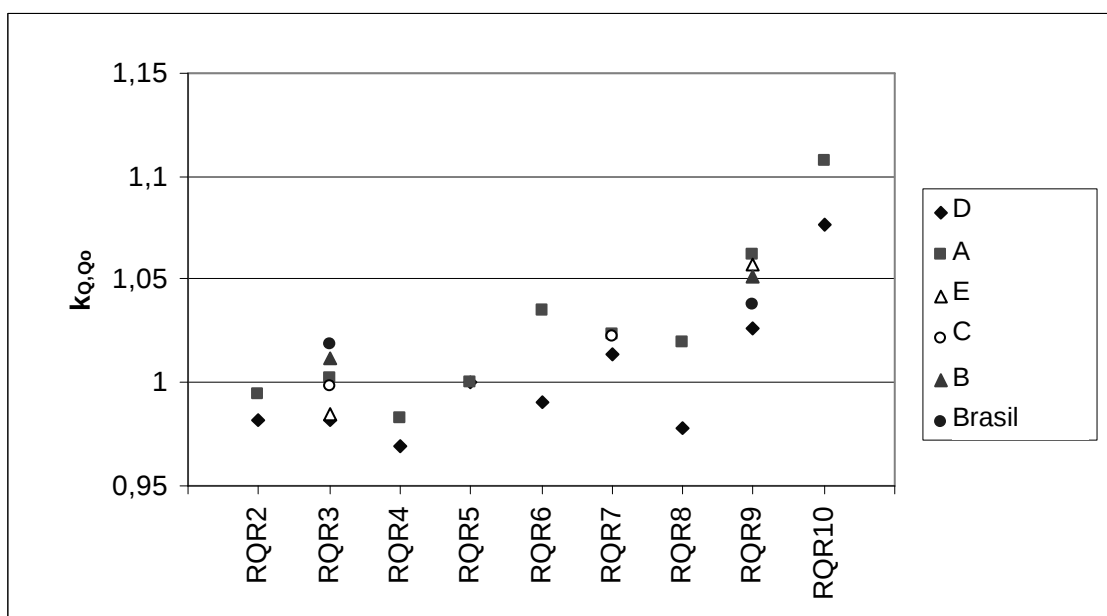


Figura 4.18: Comparação dos TLD's embalados em saquinhos plásticos

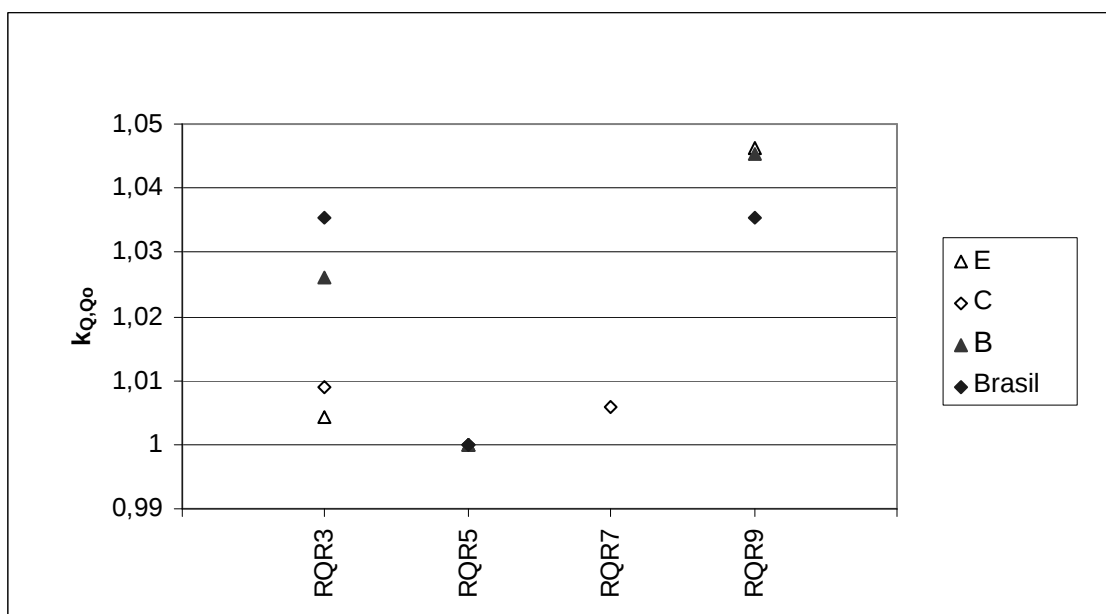


Figura 4.19: Comparação dos TLD's embalados em cartões plásticos

Naquela mesma reunião, juntamente com a divulgação as figuras 4.18 e 4.19, foi informado que a análise de incerteza dos fatores de calibração obtidos nos SSDL's, considerando todas as componentes do sistema TL, resultava numa incerteza total de 5,6%. Este valor de incerteza foi considerado muito grande e colocava todos os resultados como aceitáveis. A conclusão do coordenador indicava que o sistema TL escolhido não era o mais adequado para auditar SSDL's (IAEA, 2008).

Numa segunda avaliação, comparando-se as figuras 4.18 e 4.19, verifica-se que poucos participantes irradiaram os TLD's embalados em cartões, pois se buscava investigar a razão para o valor a incerteza total do sistema TL apresentada acima. Considerando apenas os TLD's embalados em plástico, verifica-se que a dispersão dos pontos da figura 4.18, grosseiramente, deve chegar a $\pm 4\%$ e isto tampouco indica um mau resultado da comparação. Basta lembrar que as incertezas nas calibrações das câmaras pelos laboratórios participantes, divulgadas até o momento, variaram de 1,7% a 2,6%. Deste modo, os resultados da figura 4.18 indicam um bom resultado da auditoria TL e coerente com os resultados da calibração das câmaras.

4.3.5 – Avaliação de incertezas das medidas dosimétricas

As incertezas foram avaliadas de acordo com os procedimentos da seção 3.4. Os resultados serão apresentados segundo as atividades propostas pela IAEA, nas seções que seguem.

4.3.5.1 – Comparação interlaboratorial de calibrações

Os resultados da avaliação de incertezas para as calibrações realizadas com as câmaras Exradin da IAEA encontram-se na tabela 4.12. Como os valores das componentes de incerteza resultaram em incertezas totais iguais para ambas as câmaras e qualidades de radiação, os resultados mostrados são para uma câmara e uma só qualidade.

Tabela 4.12: Avaliação de incertezas na calibração das câmaras Exradin

Componente de Incerteza						
Símbolo	Nome	Tipo	Valor	Distr.	Divisor	u_i
Fatores que afetam a câmara de referência			(%)			(%)
N_K	Fator de cal. câmara	B	0,770	normal	2	0,385
k_{stab}	Estabilidade da câmara	B	0,180	ret.	1,73	0,104
M_{raw}	Repetitividade da câmara	A	0,044	normal	1	0,044
k_s	Correção de Saturação e recombinação.	B	0,080	ret.	1,73	0,046
k_{leak}	Corrente de fuga	B	0,054	normal	1	0,054
K_{pol}	Polarização	B	0,143	normal	1	0,143
k_{Q,Q_0}	Diferença na qualidade do feixe de radiação	B	0,086	ret.	1,73	0,049
k_t	Flutuação da temperatura	A	0,320	normal	1	0,320
k_p	Flutuação da pressão	A	0,002	normal	1	0,002
Fatores que afetam a câmara do usuário						
M_{raw}	Repetitividade da câmara	A	0,039	normal	1	0,039
k_{leak}	Corrente de fuga	B	0,016	normal	1	0,016
k_t	Flutuação da temperatura	A	0,288	normal	1	0,288
k_p	Flutuação da pressão	A	0,001	normal	1	0,001
Fatores que afetam ambas as câmaras						
k_{dist}	Posicionamento da câmara	B	0,039	normal	1	0,039
k_{elec}	Calibração do eletrômetro	B	0,300	ret.	1,73	0,173
$k_{elec-res}$	Resolução do eletrômetro	B	0,0001	ret.	1,73	0
k_t	Calibração do termômetro	B	0,500	normal	2	0,250
	Resolução do termômetro	B	0,0005	Rte.	1,73	0
k_p	Calibração do barômetro	B	1,300	normal	2,87	0,453
	Resolução do barômetro	B	0,001	ret.	1,73	0,001
u_c	Incerteza padrão combinada					0,820
U	Incerteza Expandida (95,45%)			k=	2,0	1,7

u_i – Incerteza padrão

u_c – Incerteza padrão combinada

A incerteza reportada no certificado de calibração do barômetro utilizado no LCD/CDTN foi de 1,3%, com fator de abrangência de 2,87, resultando numa incerteza padrão igual a 0,453%, conforme pode ser visto na tabela 4.12. Este valor foi preponderante no cálculo da incerteza padrão combinada, u_c , representando quase 19% de contribuição e superando a contribuição da calibração da câmara padrão, que

foi de 16%. Normalmente é a câmara padrão que apresenta a maior contribuição no balanço de incerteza. Isto indica que, de modo geral, um laboratório de dosimetria deve buscar calibrar os padrões das grandezas de influência, principalmente temperatura e pressão, em laboratórios de calibração que ofereçam o serviço com menor incerteza, pois ela tem grande impacto na avaliação de incertezas de uma calibração.

4.3.5.2 – Irradiação de dosímetros TL

A tabela 4.13 reúne as componentes de incerteza para uma das qualidades utilizadas, pois o valor da incerteza total foi igual para todas as qualidades.

Tabela 4.13: Avaliação de incertezas na irradiação de TLD's

Componente de Incerteza						
Símbolo	Nome	Tipo	Valor	Distr.	Divisor	u_i
			(%)			(%)
N_K	Fator de cal. camara padrão	B	0,770	normal	2	0,385
k_{stab}	Estabilidade da câmara padrão	B	0,180	ret.	1,73	0,104
M_{raw}	Repetitividade da câmara de referência	A	0,027	normal	1	0,027
k_s	Correção de Saturação e recombinação.	B	0,080	ret.	1,73	0,046
k_{leak}	Corrente de fuga	B	0,054	normal	1	0,054
k_{pol}	Polarização	B	0,143	normal	1	0,143
k_{Q,Q_0}	Diferença na qualidade do feixe de radiação	B	0,086	ret.	1,73	0,049
k_t	Flutuação da temperatura	A	0,320	normal	1	0,320
k_p	Flutuação da pressão	A	0,002	normal	1	0,002
k_{dist}	Posicionamento do padrão	B	0,039	normal	1	0,039
k_{elec}	Calibração do Eletrômetro	B	0,300	ret.	1,73	0,173
$k_{elec-res}$	Resolução do electrometro	B	0,0001	ret.	1,73	0
k_t	Calibração do termômetro	B	0,500	normal	2	0,250
	Resolução do termômetro	B	0,0005	ret.	1,73	0
k_p	Calibração do barômetro	B	1,300	normal	2,87	0,453
	Resolução do barômetro	B	0,001	ret.	1,73	0,001
k_{time}	Temporização	B	0,02	ret.	1,73	0,009
u_c	Incerteza padrão combinada					0,768
U	Incerteza Expandida (95,45%)			k=	2,0	1,5

u_i – Incerteza padrão

u_c – Incerteza padrão combinada

A incerteza na irradiação de dosímetros TL foi menor que na calibração das câmaras, relatada na seção 4.3.5.1. Isto se deve à ausência de componentes relativas ao uso de uma segunda câmara. Entretanto, também se pode observar a preponderância da calibração do barômetro no balanço de incerteza, conforme já relatado na seção 4.3.5.1.

4.4 – Desenvolvimento de proposta de requisitos para laboratórios.

A primeira proposta de requisitos foi desenvolvida durante o ano de 2007 a partir dos documentos listados na seção 3.3, tendo como resultado o trabalho apresentado no Congresso International *Nuclear Atlantic Conference - INAC 2007*, realizado na cidade de Santos, SP, e cujo resumo se encontra no anexo F. Desta apresentação surgiram algumas sugestões que foram estudadas e seus resultados foram incluídos numa minuta de proposta. A minuta de proposta de requisitos foi aprimorada e encaminhada no mês de fevereiro de 2008 a todos os laboratórios da rede de metrologia em radiodiagnóstico para comentários, críticas e sugestões. Estabeleceu-se o prazo de 2 meses para retorno das contribuições.

As respostas dos laboratórios retornaram no prazo solicitado, sendo que a maioria delas se constituía de sugestões conjuntas de dois ou mais laboratórios. Apenas um laboratório não enviou sugestões para o documento.

As contribuições dos laboratórios com sugestões recebidas foram avaliadas e a maior parte delas foi aceita, resultando em melhorias no texto proposto.

Os itens que se seguem contêm o texto final revisado da proposta de requisitos desenvolvida.

Proposta de requisitos para calibração de instrumentos com radiação X para radiodiagnóstico

A - Equipamentos

A1) Equipamento de raios X:

O laboratório deve possuir um equipamento de raios X de potencial constante dedicado ao uso para calibração de instrumentos. Ele deve operar na faixa mínima dos potenciais de 20kV a 150kV. O tubo de raios X deve possuir alvo de tungstênio. O campo de radiação produzido deve apresentar estabilidade suficiente para calibrar instrumentos de acordo com os procedimentos documentados do laboratório. Durante a calibração de um instrumento, a taxa de kerma no ar não deverá variar mais que $\pm 1\%$.

A2) Sistema de medição de referência:

Câmaras de ionização de referência calibradas para as diferentes faixas de energia e intensidade de campo para os quais as calibrações são oferecidas devem ser empregadas pelo laboratório. Assim como um eletrômetro calibrado compatível para medir as cargas ou correntes produzidas nas câmaras de ionização e uma fonte de tensão capaz de gerar os potenciais de polarização das câmaras com exatidão de 1%.

Especificações de câmaras consideradas classe de referência podem ser encontradas na norma IEC61674 (1997b).

A3) Sistema de medição da câmara monitora:

Uma câmara monitora deve ser posicionada no feixe logo após o colimador limitador de campo. A câmara monitora deve ser uma câmara de ionização de transmissão não selada com eletrômetro e fonte de tensão compatíveis, conforme A2. Ela deve ser suficientemente fina para não adicionar filtração indesejável ao feixe e sua eficiência de coleta de cargas deve ser maior que 99% para toda faixa da taxa de kerma no ar a ser usada.

A4) Medidores de temperatura, pressão, umidade:

Como as câmaras de ionização de referência e monitora são abertas para a atmosfera, a resposta da câmara depende da massa de ar do volume das câmaras, que varia com a temperatura, pressão e umidade, e esta deve ser corrigida. Medidores calibrados para medir essas grandezas devem estar disponíveis no mínimo com as seguintes características:

- a. Um termômetro com resolução de $0,1^{\circ}\text{C}$.
- b. Um barômetro com resolução de $0,1\text{ kPa}$.
- c. Um higrômetro com resolução de 1 % de umidade relativa.

A temperatura da sala de calibração deve ser controlada de tal modo a permanecer dentro da faixa de 18°C e 24°C . Para a faixa de umidade relativa entre 20% e 80% não há necessidade de correção.

A5) Sistema de posicionamento:

Um sistema de posicionamento de instrumentos em relação à fonte de radiação deve estar disponível. Ele deve assegurar que a incerteza de posicionamento do detector na distância de calibração é consistente com a meta de incerteza do laboratório, item E1.

Para configurações de irradiação no feixe, o sistema de posicionamento deve definir o eixo central do feixe.

A6) Filtros e absorvedores:

Os filtros para estabelecer as qualidades da norma IEC 61267 (2005) devem ter pureza certificada de 99,9% de alumínio. Suas espessuras devem ser conhecidas com uma incerteza de $10\text{ }\mu\text{m}$ e devem ser homogêneos em toda sua seção transversal. Os mesmos requisitos são válidos para os absorvedores usados para medir as CSRs.

A7) Obturador e colimadores:

O feixe de radiação deve ser controlado por meio de um obturador de espessura suficiente para reduzir a taxa de kerma no ar transmitida a 0,1%

para a qualidade de radiação com a mais alta energia média e a maior taxa de kerma no ar a ser utilizada.

O feixe de raios X emitido pelo tubo deve ser colimado. Um colimador limitador de campo deve ser posicionado próximo à saída do feixe de raios X. Um conjunto de dois colimadores deve ser posicionado antes e depois da câmara monitora e próximos, de modo a reduzir o efeito da radiação espalhada, e limitar o feixe de radiação para a câmara de referência.

A área do feixe deve ser suficientemente grande para assegurar que tanto a câmara de referência quanto a câmara a ser calibrada sejam irradiadas completamente e suficientemente pequena para que o mínimo da haste da câmara e seu suporte sejam irradiados.

A uniformidade do feixe deve ser igual ou superior a 98% para 80% do centro do campo de calibração.

A8) Medidor de tensão do tubo de raios X

Preferencialmente um dispositivo invasivo, que meça o potencial de pico prático (PPV), deverá ser usado para avaliar a precisão e estabilidade de um tubo de raios X. Este deve ser capaz de medir o PPV dentro de $\pm 1,5\%$ ou 1,5 kV, qualquer que seja o maior.

Alternativamente, um medidor não-invasivo que obedeça à norma IEC 61676 (2002) pode ser usado.

Nota: Caso o laboratório utilize um medidor não invasivo, ele deve declarar em seus certificados que as qualidades do feixe de radiação utilizadas na calibração foram produzidas segundo o TRS 457 da AIEA (2007).

B – Qualidade da radiação

As qualidades de radiação devem ser estabelecidas conforme a norma IEC 61267 (2005) ou segundo o TRS 457 da AIEA (2007).

C – Controle de qualidade

C1) Sistema de medida de referência:

O sistema de medida, formado pela câmara de ionização de referência e eletrômetro, deve ser testado numa condição de referência rotineiramente, para verificação da estabilidade e reprodutibilidade do conjunto. Limites máximos de variação para repetitividade, estabilidade a longo prazo e fuga de corrente de sistemas de medida de referência são apresentados a seguir:

- Repetitividade: 0,3%
- Estabilidade a longo prazo: 0,5%

- Fuga de corrente menor que 10^{-14} A ou menor ou igual a 0,5% do valor da taxa de kerma no ar na qual o instrumento será utilizado.

C2) Estabilidade da qualidade do feixe:

A estabilidade da qualidade do feixe de radiação deve ser verificada pelo menos anualmente, isto é, verificar se as qualidades conservam as mesmas características ao longo do tempo devido ao envelhecimento do tubo.

Sempre que qualquer parte do sistema de calibração, que poderia afetar a qualidade do feixe, for reparada ou substituída, os requisitos da norma IEC 61267 (2005) devem ser verificados e satisfeitos.

D - Comprovante do serviço realizado

D1) Certificado de calibração:

Os certificados de calibração de um instrumento devem incluir, no mínimo:

- Título e identificação unívoca do documento
- Nome e endereço do laboratório
- Nome e endereço do cliente
- Dados do instrumento testado
- Método empregado
- Condições ambientais
- Geometria de irradiação
- Qualidade da radiação empregada
- Coeficiente de calibração para uma energia de referência
- Tabela com fatores de correção para a qualidade da radiação
- Incerteza estimada
- Data de realização da calibração
- Evidência de que as medições são rastreáveis
- Em cada página, a identificação do documento, o número da página e o total de páginas do documento.

Os certificados deverão ser revisados e assinados pelo responsável técnico pela atividade, ou substituto designado, e deverão ser mantidos por no mínimo 5 anos.

D2) Etiqueta de identificação do serviço realizado:

O laboratório deve vincular a cada certificado uma etiqueta adesiva que deve ser afixada em cada instrumento calibrado. Nesta etiqueta deverão constar no mínimo uma identificação do laboratório, o número do certificado e a data de sua emissão .

E – Rastreabilidade das medições

E1) Meta de incerteza do laboratório

A meta para o valor máximo de incerteza total de calibrações do laboratório deve ser de 3,2% (k = 2) incluindo a incerteza do dosímetro de referência.

E2) Calibração das câmaras de referência do laboratório

As câmaras utilizadas como referências devem ser calibradas por laboratório de metrologia padrão secundário ou primário com intervalo máximo de 2 anos.

E3) Ensaio de proficiência

O laboratório deve participar de comparações laboratoriais realizadas pelo LNMRI/IRD e obter resultados satisfatórios. Estes ensaios devem ser realizados segundo a ABNT / ISO guia 43 (ABNT, 1999). Os resultados da comparação serão avaliados pelo cálculo da estatística de desempenho, utilizando-se o número E_n , procedimento comum para programas de comparações de medições, conforme explicado abaixo:

$$E_n = \frac{x - X}{\sqrt{U_{lab}^2 + U_{ref}^2}}$$

Onde: “x” é o resultado do participante,

“X” é o valor designado (referência),

“ U_{lab} ” é a incerteza do resultado do participante,

“ U_{ref} ” é a incerteza do valor designado pelo laboratório de referência.

E se: $|E_n| \leq 1$ = satisfatório

$|E_n| > 1$ = insatisfatório

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES

A padronização da grandeza kerma no ar foi conseguida no LNMRI/IRD com o estabelecimento das qualidades de radiação RQR da norma IEC 61267, considerando as condições recomendadas no TRS 457 (IAEA, 2007). As incertezas associadas ao seu processo de medição foram avaliadas assim como as contribuições das suas diferentes componentes. Como resultado imediato desse trabalho, a grandeza kerma no ar poderá ser disseminada aos laboratórios da rede de metrologia em radiodiagnóstico e atingirá as clínicas e hospitais do país que buscarem calibrações de seus padrões de trabalho. Deste modo, será favorecido o controle de qualidade preconizado pela portaria 453 do Ministério da Saúde, vindo a beneficiar centenas de pacientes.

Duas comparações laboratoriais foram realizadas no âmbito do projeto de pesquisa com a IAEA que comprovam a padronização do Kerma no ar. Na primeira, duas câmaras de ionização foram calibradas no LCD/CDTN contra o padrão do LNMRI/IRD dentro de um programa de intercomparação que ainda não foi finalizado. Os resultados comparativos preliminares dos laboratórios que já apresentaram resultados colocam o padrão do LNMRI/IRD com os melhores resultados entre os laboratórios secundários participantes e com a menor incerteza avaliada. Na segunda comparação, realizada com dosímetros termoluminescentes, e já praticamente encerrada, os resultados produzidos pelos laboratórios participantes são muito bons, principalmente quando comparados aos de calibração de câmaras e considerando a incerteza do sistema dosimétrico empregado.

O medidor não invasivo PTW Diavolt Universal demonstrou ser adequado também para ser usado em equipamentos industriais de potencial constante. Os testes de verificação da calibração do instrumento realizadas no STAHM/IEE/USP foram importantes para identificar suas limitações e condições especiais de uso. Ao fazer medidas com o Diavolt, deve-se evitar irradiá-lo com baixa taxa de dose para evitar sua baixa eficiência de detecção a baixas taxas de radiação. Esta informação aparece no manual de operação, mas sem muito destaque. Os resultados de medida do Diavolt foram coerentes com a faixa de uso pretendido e incertezas declaradas no certificado do seu fabricante. Este resultado comprova que a opção pelo medidor não invasivo, recomendada pela IAEA no TRS 457 (IAEA, 2007), foi acertada e atende bem as

condições encontradas em laboratórios dos países em desenvolvimento, onde muitas vezes os recursos são escassos e deve-se atender uma grande gama de pacientes.

A proposta de requisitos específicos para laboratórios de calibração em radiodiagnóstico foi concluída. A informação contida nela está atualizada com as publicações mais recentes na área. A vantagem de existirem esses requisitos consiste em que tanto os auditores quanto os laboratórios examinados estarão completamente atentos ao que é pedido deles. Isto produzirá auditorias mais simples e uniformes, pois conduzirá a uma avaliação mais homogênea dos laboratórios, que não dependerão da perícia de um ou outro auditor/avaliador técnico. O resultado deste trabalho permitirá aos laboratórios da rede se adaptar aos requisitos e facilitará o futuro credenciamento deles pelo organismo acreditador nacional. A próxima etapa será submetê-los ao INMETRO para serem usados como documento normativo produzido por um laboratório designado, para ser usado juntamente com a ISO 17025 na acreditação de laboratórios de calibração para radiodiagnóstico.

RECOMENDAÇÕES

Este trabalho dever ter continuidade com a reavaliação das medidas realizadas para implementação das qualidades RQR, quando o tubo de raios X Pantak 160 kV retornar do conserto. A partir deste ponto, a implementação das qualidades RQA poderá ser mais facilmente conseguida, haja vista que parte mais complexa, i.e., a implementação das qualidades RQR, já foi obtida. Recomenda-se realizar a implementação das qualidades RQA logo após a reavaliação das qualidades RQR, pois se pode aproveitar o posicionamento de instrumentos para realizar as medidas.

Dando continuidade ao estudo de Quaresma (2007), recomenda-se ao LNMRI/IRD projetar e construir um medidor de tensão invasivo de 160 kV para a medição do PPV. Este projeto trará benefícios não só ao próprio laboratório, mas também os demais laboratórios do país que apresentam o mesmo problema, pois possuem equipamentos industriais de potencial constante do mesmo fabricante. Para isso o LNMRI/IRD já possui equipamentos de referência para calibração de alta tensão DC até 200kV.

Apesar dos requisitos para laboratórios estarem prontos, o contato do LNMRI/IRD com a CGCRE/INMETRO deve ser intensificado, de modo finalizar o formato de documento normativo a ser utilizado. Assim como deve ser investigado os requisitos para as áreas de mamografia, radiologia dental e tomografia computadorizada, não incluídas neste trabalho.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, ABNT, 1999, NBR ISO/IEC GUIA 43-1, *Ensaaios de proficiência por comparações interlaboratoriais. Parte 1: Desenvolvimento e operação de programas de ensaios de proficiência*, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- - - -, 2003, Guia Para a Expressão da Incerteza de Medição. 3a Edição Brasileira. Rio de Janeiro, 2003.
- - - -, 2005, NBR ISO/IEC 17025, *Requisitos gerais para competência de laboratórios de ensaio e calibração*, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- BAORONG, Y., KRAMER, H.M., SELBACH, H-J., LANGE, B.; 2000, "Experimental determination of the practical peak voltage"; *Br. J. Radiol.*, v. 71, pp. 200-209.
- BECKER, P.H.B., LUDWIG, J.L., CORREA, S.C.A., PERES, M.A.L.; Avaliação da influencia da variação da corrente do tubo na determinação da grandeza potencial de pico prático, In: METROLOGIA-2003 – Metrologia para a Vida, Sociedade Brasileira de Metrologia (SBM), Setembro 01-05, 2003, Recife, Pernambuco. Anais eletrônicos... Recife: SBM, 2003. 1 CD.
- BUREAU NATIONAL DE METROLOGIE, BNM, 2008, *BNM publications*, Disponível em: < http://www.cnam.fr/bnm-inm/francais/publications_publications.htm > Acesso em: 31 outubro 2008.
- CARDOSO, R.S., 2005, "*Teste de desempenho para implantação de um padrão primário de feixes de raios X de baixa energia*"; Dissertação de MSc, Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- CORREIA, S.C.A, 2005, "*Avaliação da correlação de grandezas utilizadas para determinação de kVp com o contraste da imagem*"; Dissertação de MSc, Universidade Federal do Rio de Janeiro - COPPE (UFRJ), Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

COURADES, J.M., 1992, "The objectives of the directive on radiation protection for patients"; *Radiat Prot Dosimetry*, v. 43, n. 1/4, pp. 7-10.

CUNHA, P., FREIRE, B., DREXLER, G., 1992, "Occupational exposure in X ray diagnosis in Brazil"; *Radiat Prot Dosimetry*, v. 43, n. 1/4, pp. 55-58.

de FREITAS, L.C., DREXLER, G.; 1991, "The role of secondary standard dosimetry laboratory in diagnostic radiology", In: *Seminar on Dosimetry in Diagnostic Radiology*, Luxemburg.

de FREITAS, L.C., PEIXOTO, J.E., PEIXOTO, J.G.P., LOURENÇO, M.; 1991, "Comparison of ionization chambers, kVp meters and timers used in diagnostic radiology", In: *Seminar on Dosimetry in Diagnostic Radiology*, Luxemburg.

Deutsche Kalibrierdienst, DKD, 2007, "*Accreditation of Calibration Laboratories - Criteria and Procedures*", Disponível em: < http://www.dkd.eu/dokumente/Schriften/dkd_2_e.pdf > Acesso em: 10 setembro 2007.

EXRADIN, 2008, "A3 / A4 / A5 / A6 Spherical Ionization Chamber – user manual", Disponível em: < http://www.standardimaging.com/product_home.php?id=88 > Acesso em: 18 abril 2008.

HEIN, G., PYCHLAU, P., SCHÜLE, E., 1992, "NOMEX – A universal diagnostic dosimeter, mA.s, and kV meter for acceptance test measurements and quality assurance"; *Radiat Prot Dosimetry*, v. 43, n. 1/4 pp. 293-298.

INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE, INMETRO, 2003, *Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia - VIM*, 3. ed., 75p, INMETRO, Rio de Janeiro.

- - - -, 2006, *Acreditação de Laboratórios*, Disponível em: < <http://www.inmetro.gov.br/credenciamento/descricaoOrgs.asp> > Acesso em: 29 setembro 2006.

- - - -, 2008, *Fluxograma Básico do Processo de Acreditação*, Disponível em: < <http://www.inmetro.gov.br/credenciamento/fluxograma.asp> > Acesso em: 22 outubro 2008.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, IAEA, 2007, "*Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*". (Technical Reports Series No. 457). IAEA, Vienna.

- - - , 2008, "*Implementation of the International Code of Practice on Dosimetry in Diagnostic Radiology (TRS 457):Review of testing results*", TECDOC Draft, June 2008

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, ICRU, 2005, "*Patient dosimetry for X Rays used in medical imaging*", ICRU Report 74, Bethesda, MD.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, ICRP, 1996; "*Radiological protection and safety in medicine*", Publication 73, Oxfordshire, England, Pergamon.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, IEC, 1994, "*Medical diagnostic equipment – Radiation conditions for use in the determination of characteristics*", IEC 1267, Geneva.

- - - , 1997a, "*Medical electrical equipment - Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy*", IEC 60731, Geneva.

- - - , 1997b, "*Medical electrical equipment - Dosimeters with ionization chambers and/or Semi-conductor Detectors as used in X-ray Diagnostic Imaging*". IEC 61674, Geneva.

- - - , 2001, "*Medical diagnostic equipment – Dosimetric instruments used for non-invasive measurement of X-ray tube voltage in diagnostic radiology*", IEC 61676 (Committee Draft).

- - - , 2002, "*Medical diagnostic equipment – Dosimetric instruments used for non-invasive measurement of X-ray tube voltage in diagnostic radiology*", IEC 61676, Geneva.

- - - , 2005, "*Medical diagnostic equipment – Radiation conditions for use in the determination of characteristics*", IEC 61267, Geneva.

- INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, ISO, 1996, "X and gamma reference radiations for calibrating dosemeters and doserate meters and determining their response as a function of photon energy. Part 1: Radiation characteristics and production methods", ISO 4037-1(E), Geneva.
- - - , 2004, "Conformity assessment -- General requirements for accreditation bodies accrediting conformity assessment bodies", ISO 17011, Geneva.
- KRAMER, H.M., 1992, "European Intercomparison of diagnostic dosemeters: calibration of reference dosemeters"; *Radiat Prot Dosimetry*, v. 43, n. 1/4, pp. 75-79.
- KRAMER, H.M.; ILES, W.J.; SELBACH, H-J., 1995, "Was ist die spitzenspannung bei diagnostischem Röntgenanlagen?" *Medizinische Physik*, pp 104-105, Würzburg, Jüergen Richter (ed.).
- KRAMER, H.M., SELBACH, H-J., ILES, W.J.; 1998 "The practical peak voltage of diagnostic X-ray generators"; *Br. J. Radiol.*, v. 73, pp. 641-649.
- KRAMER, H.M., SELBACH, H-J.; 2008 "Extension of the range of definition of the practical peak voltage up to 300 kV"; *Br. J. Radiol.*, v. 81, pp. 693-698.
- MARUYAMA, T., KUMAMOTO, Y., NODA, Y. et al., 1992, "Determinations of organ and tissue doses and collective effective dose equivalent from diagnostic X ray examinations in Japan"; *Radiat Prot Dosimetry*, v. 43, n. 1/4, pp. 213-216.
- MILANO, F.; 1992, "Optimisation of a QA Programme in Mammography"; *Radiat Prot Dosimetry*, v. 43, n. 1/4, pp. 269-271.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE, MS, 1998, *Portaria 453: Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico médico e Odontológico*. Diário Oficial da União, Brasília, 02 de junho
- MOSCATI, G. 2007, O Sistema Internacional de Unidades (SI): passado, presente e futuro, *Revista Metrologia & Instrumentação* no.48. Disponível em: < <http://banasmetrologia.com.br/textos.asp?codigo=2159&secao=revista> > Acesso em: 10 fevereiro 2009.

NATIONAL ACCREDITATION OF MEASUREMENT AND SAMPLING, NAMAS, 1989, “*Calibration of Radiological Protection Level Instruments: X, γ and β rays*” NAMAS information Sheet B0811, National Physical Laboratory, England.

- - -, 1990, “*The Expression of Uncertainty in Radiological Measurements*” NAMAS information Sheet B0825, National Physical Laboratory, England.

NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY, NIST, 2004, “*Technical Guide for Ionizing Radiation Measurements*”, NIST Handbook 150-2D, U.S. Government Printing Office, Washington.

OLIVEIRA, P.M.C., 2008, “*Análise de parâmetros característicos de feixes de raios-x diagnóstico para calibração de dosímetros*”; Dissertação de MSc, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brasil.

PEIXOTO, J.E., DREXLER, G., ZANKL, M., 1991, “Attenuation Factors for X Rays in Terms of Ambient and Effective Dose Equivalent”; *Radiat. Prot. Dosimetry*, v.43, n. 1/4, pp. 119-121.

PEIXOTO, J.G.P., 2005; “Development of the Brazilian calibration network for radiodiagnostic dosimetry and quality control equipment”; *Comité consultatif des rayonnements ionisants (CCRI), 17th meeting (May 2005)*, Disponível em: < [http://www.bipm.org/cc/CCRI\(I\)/Allowed/17/CCRI\(I\)05-45.pdf](http://www.bipm.org/cc/CCRI(I)/Allowed/17/CCRI(I)05-45.pdf) > Acesso em: 31 outubro 2008.

PEIXOTO, J.G.P., de ALMEIDA, C.E., 2001, “The radiation metrology network related to the field of mammography: implementation and uncertainty analysis of the calibration system”; *Meas. Sci. Technol.*, v.12, pp. 1586–1593.

PEIXOTO, J.G.P., de FREITAS, L.C., 1992, “Implementação da metrologia em radiologia diagnóstica no LNMRI”, In: *Anais do I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, pp. 514-516, Caxambu, MG, 20 a 24 de novembro.

PEIXOTO, J.G.P., SELBACH, H.-J., KRAMER, H.-M., LANGE, B., 2001, “*Tentative type test of a non-invasive high-voltage meter with respect to the quantity of practical peak voltage*”, PTB-Bericht Dos-38, Braunschweig, April.

- PIRES, J. S. J. ; PEREIRA, M. A. G. ; TERINI, R. A. ; POTIENS, M. P. 2007. Variation of the Practical Peak Voltage with the Sample Rate for a Mammography Waveform Generator. In: International Nuclear Atlantic Conference, 2007, Santos. Proceedings of the International Nuclear Atlantic Conference. Rio de Janeiro : ABEN - Associação Brasileira de Energia Nuclear.
- POTIENS, M.P.A., 1999, "*Metodologia dosimétrica e sistema de referência para radiação X nível diagnóstico*"; Tese de DSc, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), São Paulo, SP, Brasil.
- PTW Freiburg, Physikalisch-Technische Werkstätten Freiburg, 2008. Diavolt Universal, User Manual, PTW Freiburg, Germany.
- QUARESMA, D.S., 2007, "*Estudo da viabilidade de construção de um medidor de alta tensão invasivo para o laboratório de referência da rede brasileira de calibração em radiologia diagnóstica*"; Monografia de BSc, Fundação Técnico-Educacional Souza Marques (FTESM), Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- RACOVEANU, N.T., VOLODIN, V., 1992, "Rational use of diagnostic radiology"; *Radiat Prot Dosimetry*, v.43, n. 1/4, pp. 15-18.
- RAMOS, M.M.O.; 1997, "Implementation of the Brazilian radiation metrology network", *Proceedings of the World Congress on medical physics and Biomedical Engineering*, Nice, France.
- ROWLAND, P., 2006, *Dynalyser*, [mensagem pessoal]. Mensagem recebida por: <hjkhoury@globo.com> em: 01 junho 2006.
- SCHUNER, K., 1992, "Round Table Discussion - Dosimetry in Diagnostic Radiology"; *Radiat. Prot. Dosimetry*, v.43, n. 1/4, pp. 293-298
- SELBACH, H.-J., 1992, "Requirements for dosimeters used in diagnostic radiology"; *Radiat Prot Dosimetry*, v. 43, n. 1/4, pp. 25-29.
- SUNDE, P.B.; 1992, "Specification and selection of dosimetry instrumentation for diagnostic radiology"; *Radiat Prot Dosimetry*, v. 43, n. 1/4, pp. 183-186.

TEKTRONIX, 2008. Digital Phosphor Oscilloscopes TDS5000B Series data sheet, Disponível em: < www.tektronix.com/tds5000b > Acesso em: 27 maio 2008.

UNIVERSITY OF WISCONSIN RADIATION CALIBRATION LABORATORY, UWRCL, 1995, "What is kVp?", Application Note 95-06. Disponível em: < http://uwrci.medphysics.wisc.edu/App%20Notes/APPNOTE_95-06.pdf > Acesso em: 29 setembro 2006.

UNSCEAR, 1996, "*Sources and Effects of Ionizing Radiations (Report to the General Assembly with Scientific Annexes)*", United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UN, New York.

- - -, 2000, "*Sources and Effects of Ionizing Radiations (Report to the General Assembly with Scientific Annexes)*", United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UN, New York.

VIDEIRA, H.S., PIRES, J.S.J., HERDADE, S.B., TERINI, R.A.; Practical peak voltage (PPV) versus potencial equivalente em contraste (PEC) em sistemas clínicos de raios x, In: XI Congresso Brasileiro de Física Médica, Associação Brasileira de Física Médica (ABFM), 14 a 17 de junho de 2006, em Ribeirão Preto - SP.. Anais eletrônicos... Ribeirão Preto: ABFM, 2006. 1 CD.

WAGNER, L.K.; 1992, "Studies on the performance of diagnostic ionization air kerma meters in the United States"; *Radiat Prot Dosimetry*, v. 43, n. 1/4, pp. 127-130.

WALLARD, A., 2006, *Dia Mundial da Metrologia 2006 - O Universo da Metrologia a Serviço do Mundo*. Disponível em: < http://www.inmetro.gov.br/noticias/verNoticia.asp?seq_noticia=1927 > Acesso em: 10 fevereiro 2009.

ANEXO A

**CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DA CÂMARA RADCAL CORPORATION,
MODELO 20X5-3, SÉRIE 20647**

Physikalisch-Technische Bundesanstalt

Braunschweig und Berlin



Kalibrierschein

Calibration Certificate

Gegenstand: <i>Object:</i>	Ionisation chamber	
Hersteller: <i>Manufacturer:</i>	Radcal Corporation	
Typ: <i>Type:</i>	20X5-3	
Kennnummer: <i>Serial number:</i>	20647	
Auftraggeber: <i>Applicant:</i>	Instituto de Radioproteção e Dosimetria Av. Salvador Allende s/n - Caixa Postal 37750 Cep.: 22780- 160 Rio de Janeiro Brazil	
Anzahl der Seiten: <i>Number of pages:</i>	5	
Geschäftszeichen: <i>Reference No.:</i>	6.62 - 40/07K	
Kalibrierzeichen: <i>Calibration mark:</i>	5535	
Datum der Kalibrierung: <i>Date of calibration:</i>	2007-11-26	
Im Auftrag: <i>By order:</i>	Braunschweig, 2007-11-26	Bearbeiter: <i>Examiner:</i>
	Siegel <i>Seal</i>	

Dr. L. Büermann

P. Galimov

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

Figura A1: Página 1 do certificado de calibração PTB 5535

Physikalisch-Technische Bundesanstalt

Seite 2 zum Kalibrierschein vom 2007-11-26, Kalibrierzeichen: 5535
Page 2 of calibration certificate of 2007-11-26, calibration mark: 5535

1. **General information**
 - 1.1 **Scope of the calibration**
Calibration of the dosimeter in terms of air kerma.
 - 1.2 **W - value**
The reference value of the air kerma as obtained by the primary standard measurement is based on $(W/e)_{\text{air}} = (33,97 \pm 0,05) \text{ V}$.
 - 1.3 **Conditions prevailing during the calibration (see also 2.1)**
 - 1.3.1 **Radiation**
X-radiation produced with constant potential generator.
 - 1.3.2 **Climatic conditions**

temperature:	18,3°C to 18,6°C
air pressure:	1007,6 hPa to 1008,3 hPa
rel. humidity:	around 50%
 - 1.3.3 **Geometrical arrangement**
 - 1.3.3.1 **Direction of radiation incidence**
The white line on the stem facing the radiation source.
 - 1.3.3.2 **Reference point of the detector**
Geometrical centre of the chamber.
 - 1.3.3.3 **Point of test**
The reference point of the detector was positioned in the central beam at a distance *a* from the radiation source.
 - 1.3.4 **Leakage current**
The effect of leakage currents was eliminated by appropriate corrections.

Figura A2: Página 2 do certificado de calibração PTB 5535

Physikalisch-Technische Bundesanstalt

Seite 3 zum Kalibrierschein vom 2007-11-26, Kalibrierzeichen: 5535
Page 3 of calibration of 2007-11-26, calibration mark: 5535

2. Results of the calibration

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

$$K_a = N_K * M * k_Q * k_\rho$$

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

k_Q : correction factor for the radiation quality Q

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

Figura A3: Página 3 do certificado de calibração PTB 5535

Physikalisch-Technische Bundesanstalt

Seite 4 zum Kalibrierschein vom 2007-11-26, Kalibrierzeichen: 5535
Page 4 of calibration of 2007-11-26, calibration mark: 5535

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

2.1.1 Ionisation chamber 20X5-3 S/N 20647

Q	radiation quality	d	diameter of the radiation field at the point of test (50% isodose)
b	additional filtration	k_Q	correction factor for the radiation quality Q
s_1	first half value layer	$\dot{K}_a$	air kerma rate
a	distance between source and point of test	U	rel. Uncertainty of $N_K \cdot k_Q$ according to the 'Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement' (ISO, 1995) as derived from the standard uncertainty by applying a coverage factor $k = 2$
N_K	calibration factor in terms of air kerma K_a for reference radiation quality RQR 5*; potential of the high voltage electrode: +300V potential of the collector electrode: ~0V		

$$N_K = 1,032 \cdot 10^7 \text{ Gy/C}$$

Q*	b* in mm	s_1 in mm Al	a in cm	d in cm	$\dot{K}_a$ in mGy/min	k_Q	U in %
RQR2	2,49 Al	1,45	100	8	9,36	1,017	0,77
RQR3	2,46 Al	1,79	100	8	25,62	1,011	0,77
RQR4	2,68 Al	2,21	100	8	23,34	1,005	0,77
RQR5	2,83 Al	2,59	100	8	22,07	1	0,77
RQR6	2,99 Al	3,02	100	8	21,22	0,996	0,77
RQR7	3,18 Al	3,50	100	8	20,80	0,992	0,77
RQR8	3,36 Al	4,00	100	8	20,27	0,989	0,77
RQR9	3,73 Al	5,02	100	8	19,46	0,984	0,77
RQR10	4,38 Al	6,63	100	8	14,25	0,977	0,77

* Inherent filtration: 7 mm Be

* denomination of radiation qualities according to IEC 61267: 2005-11

Figura A4: Página 4 do certificado de calibração PTB 5535

Physikalisch-Technische Bundesanstalt

Seite 5 zum Kalibrierschein vom 2007-11-26, Kalibrierzeichen: 5535
Page 5 of calibration certificate of 2007-11-26, calibration mark: 5535

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

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

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



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

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

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

Physikalisch-Technische Bundesanstalt
Bundesallee 100
38116 Braunschweig
DEUTSCHLAND

Abbestraße 2-12
10587 Berlin
DEUTSCHLAND

Figura A5: Página 5 do certificado de calibração PTB 5535

ANEXO B

CURVAS DE ATENUAÇÃO DAS QUALIDADES DE RADIAÇÃO RQR

CURVAS DE ATENUAÇÃO DAS QUALIDADES DE RADIAÇÃO RQR

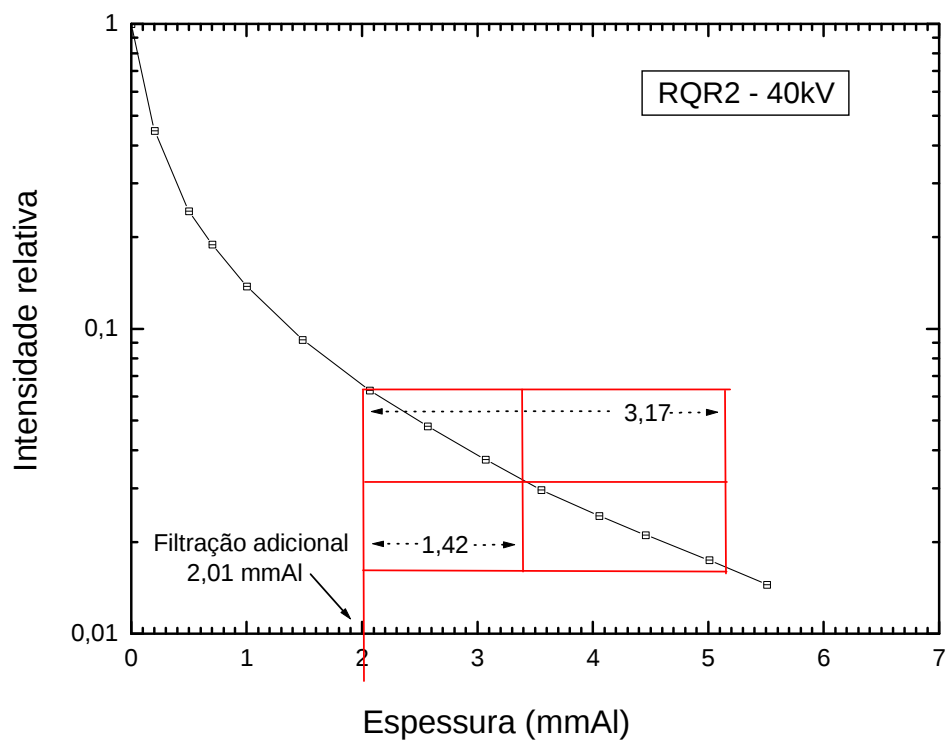


Figura B1: Curva de atenuação e filtração adicional para a qualidade RQR2

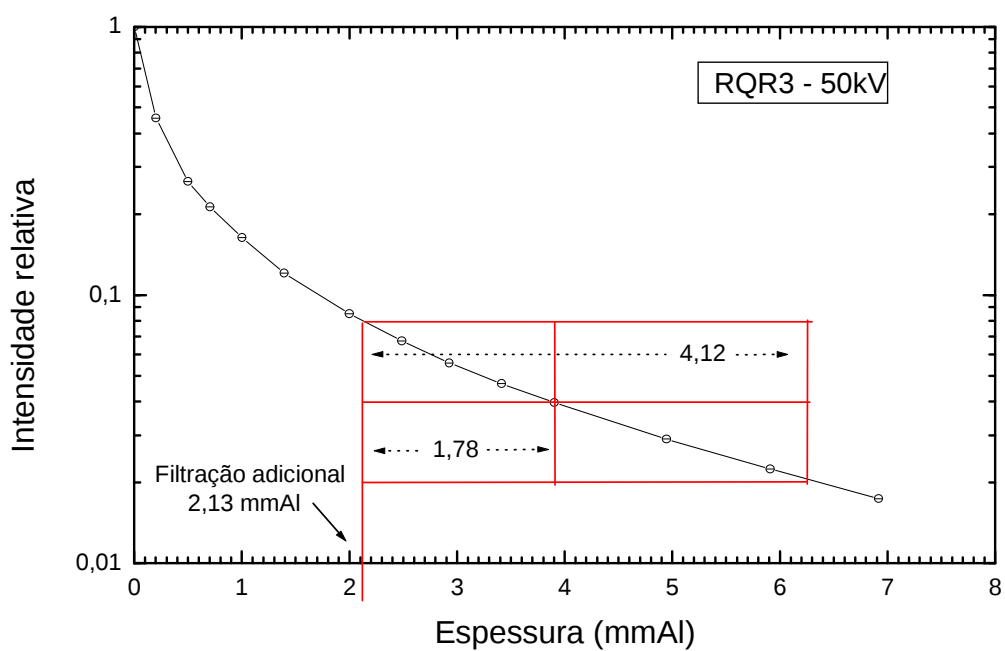


Figura B2: Curva de atenuação e filtração adicional para a qualidade RQR3

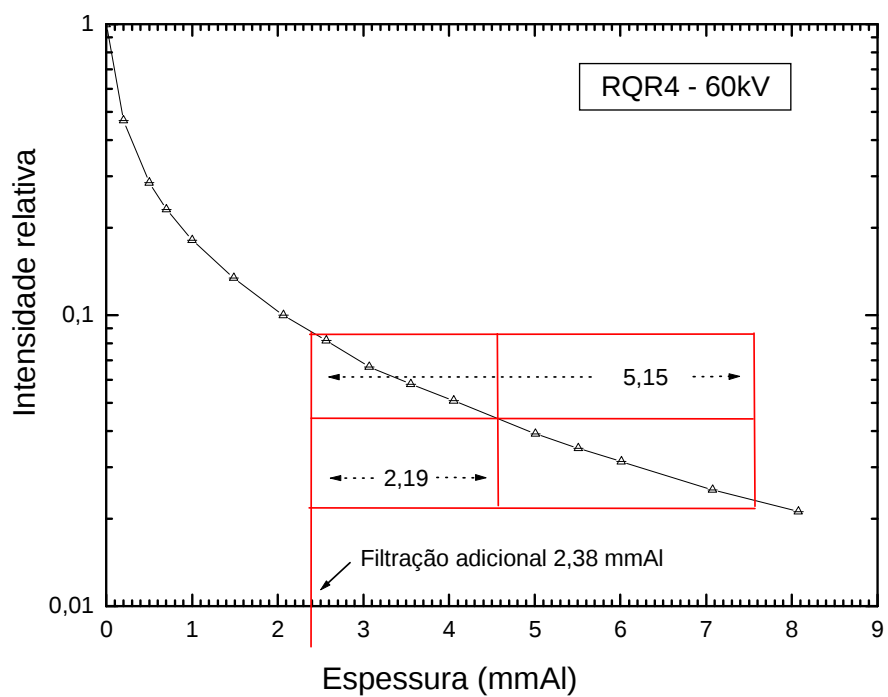


Figura B3: Curva de atenuação e filtração adicional para a qualidade RQR4

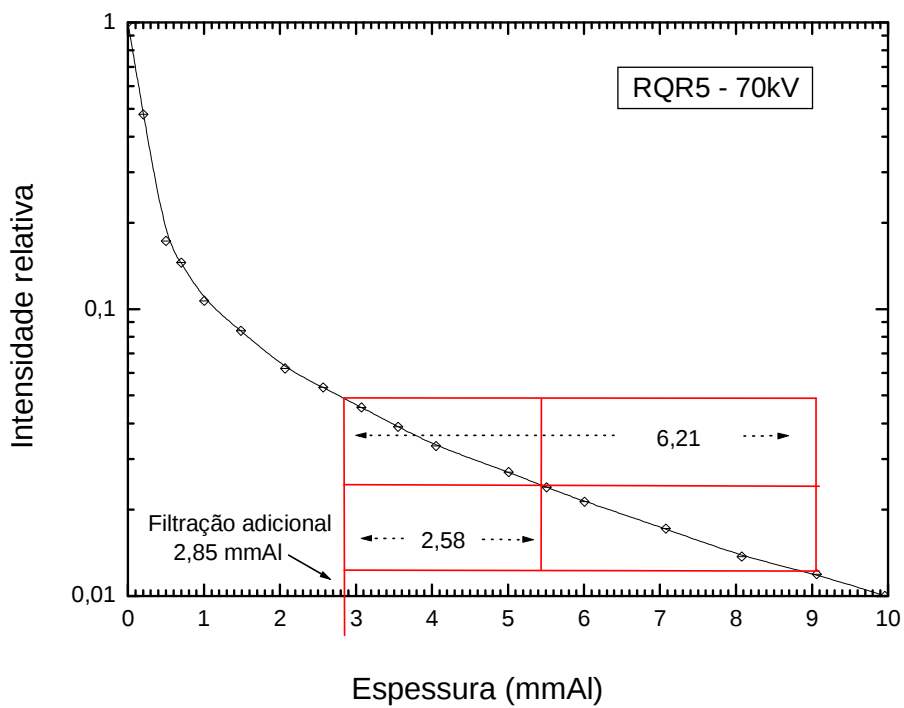


Figura B4: Curva de atenuação e filtração adicional para a qualidade RQR5

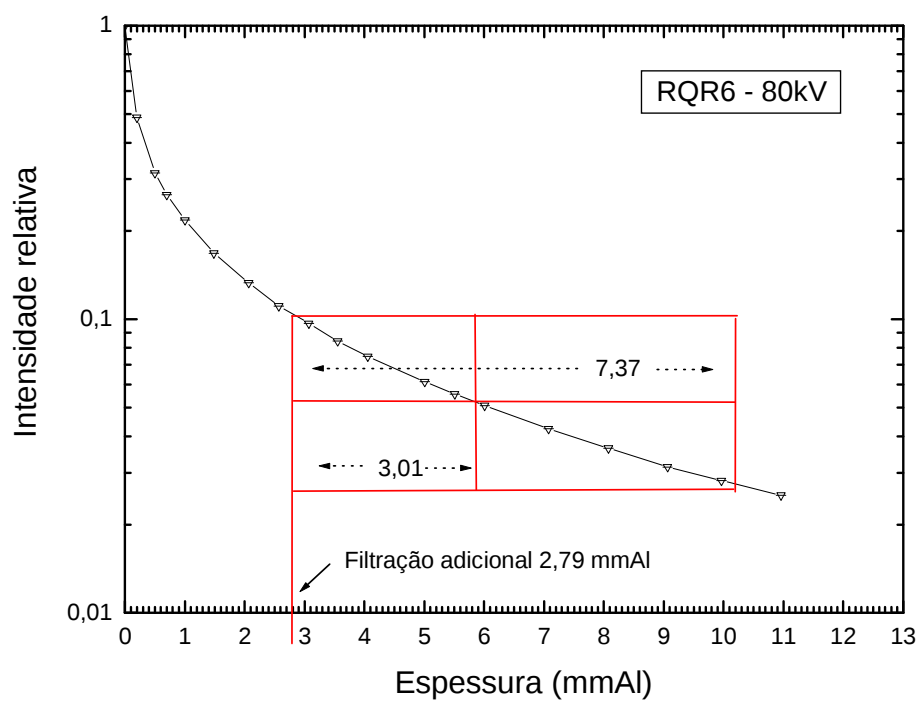


Figura B5: Curva de atenuação e filtração adicional para a qualidade RQR6

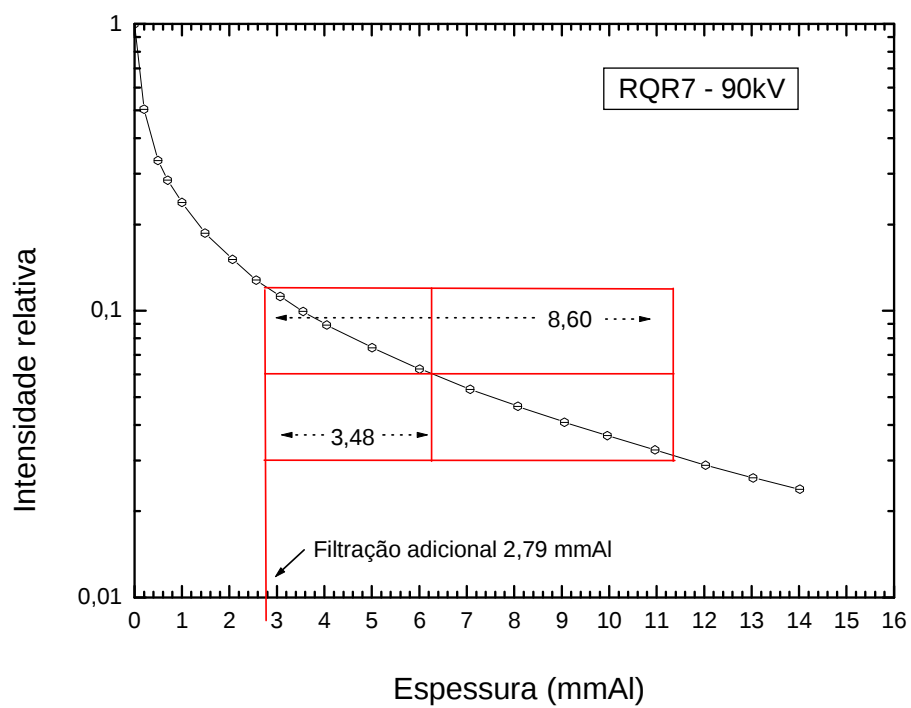


Figura B6: Curva de atenuação e filtração adicional para a qualidade RQR7

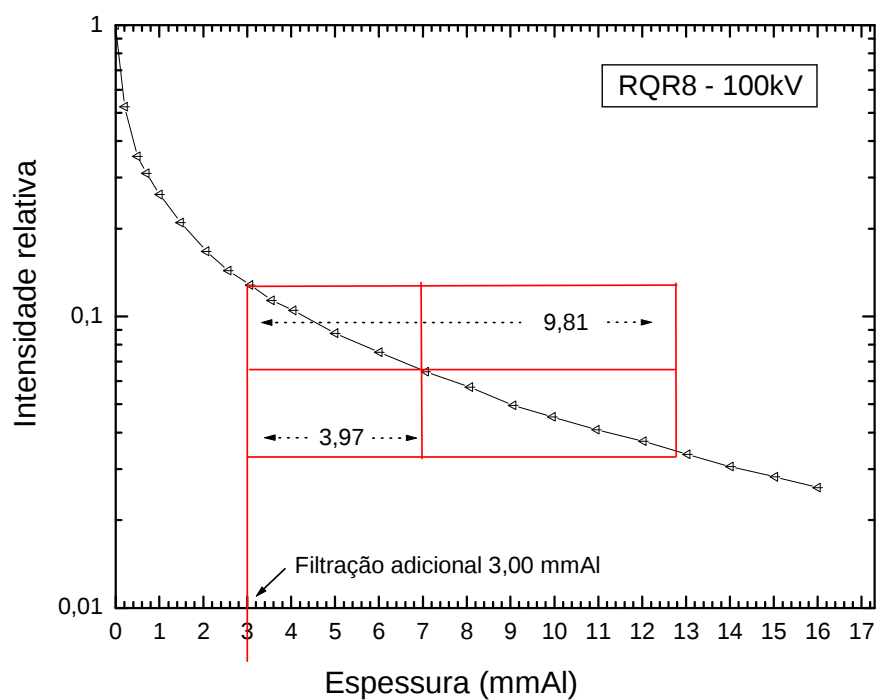


Figura B7: Curva de atenuação e filtração adicional para a qualidade RQR8

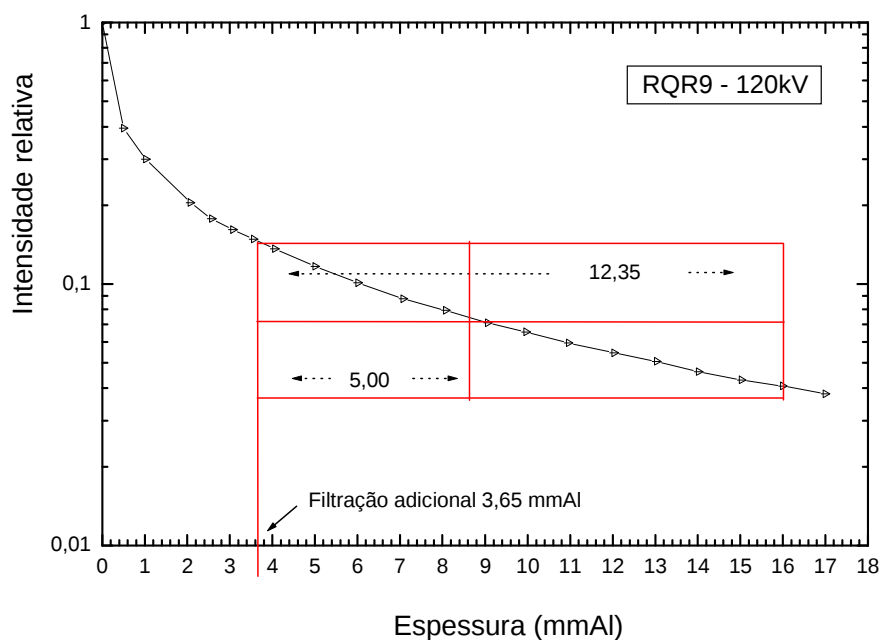


Figura B8: Curva de atenuação e filtração adicional para a qualidade RQR9

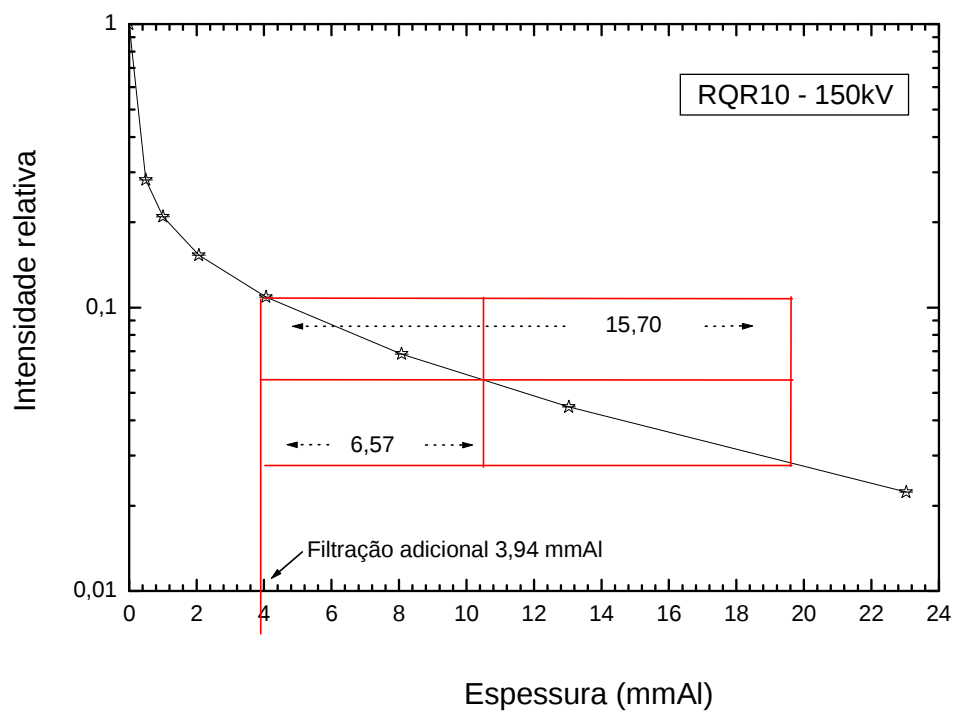


Figura B9: Curva de atenuação e filtração adicional para a qualidade RQR10

ANEXO C

CURVAS DE CONFIRMAÇÃO DAS FILTRAÇÕES ADICIONAIS

CURVAS DE CONFIRMAÇÃO DAS FILTRAÇÕES ADICIONAIS

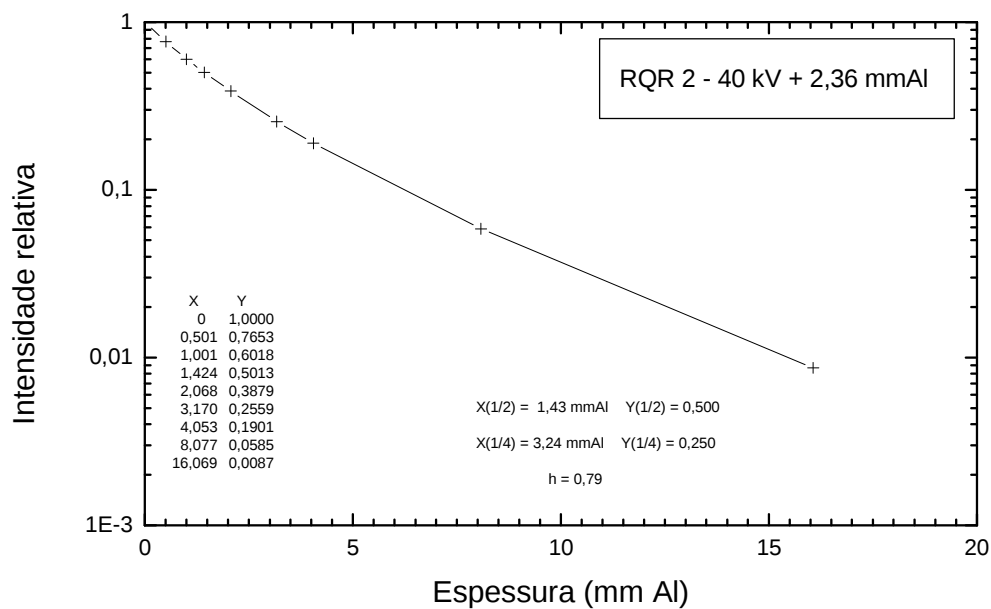


Figura C1: Curva de atenuação da qualidade RQR2 com filtração adicional

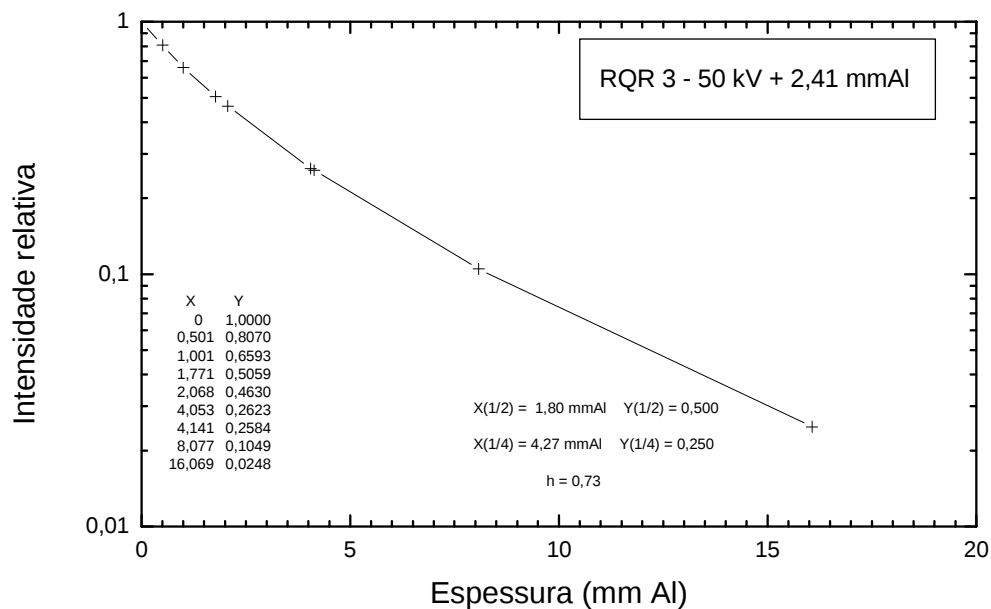


Figura C2: Curva de atenuação da qualidade RQR3 com filtração adicional

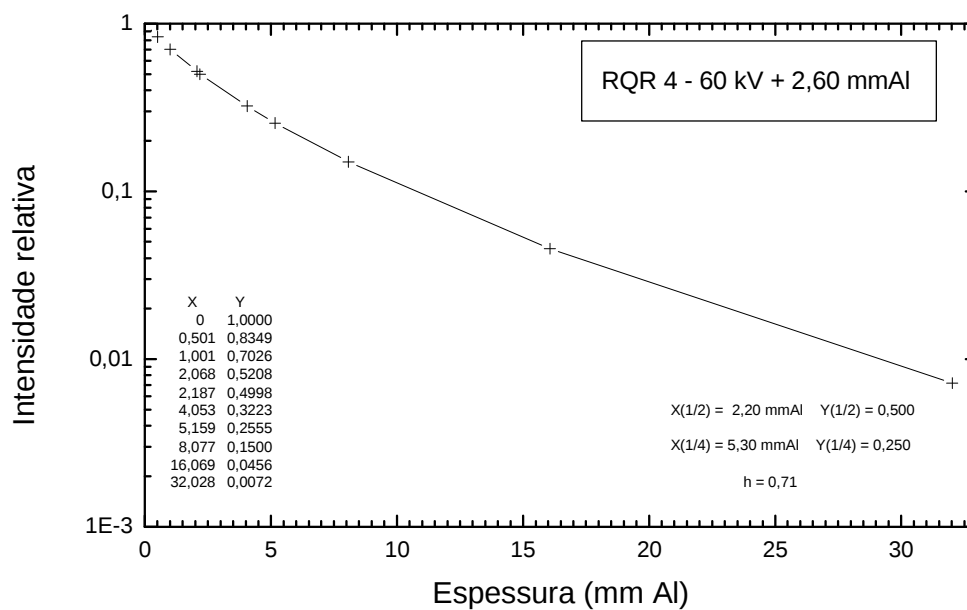


Figura C3: Curva de atenuação da qualidade RQR4 com filtração adicional

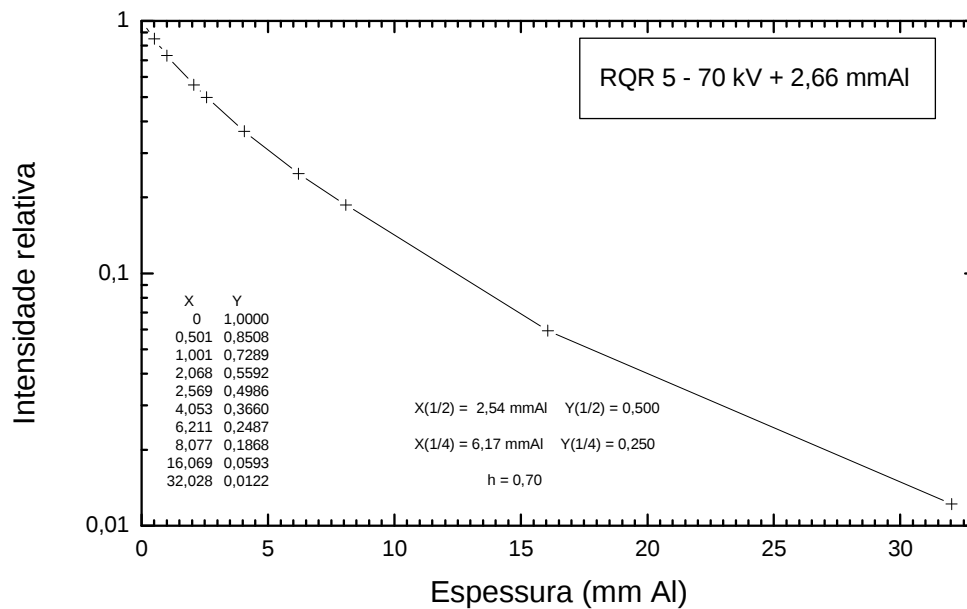


Figura C4: Curva de atenuação da qualidade RQR5 com filtração adicional

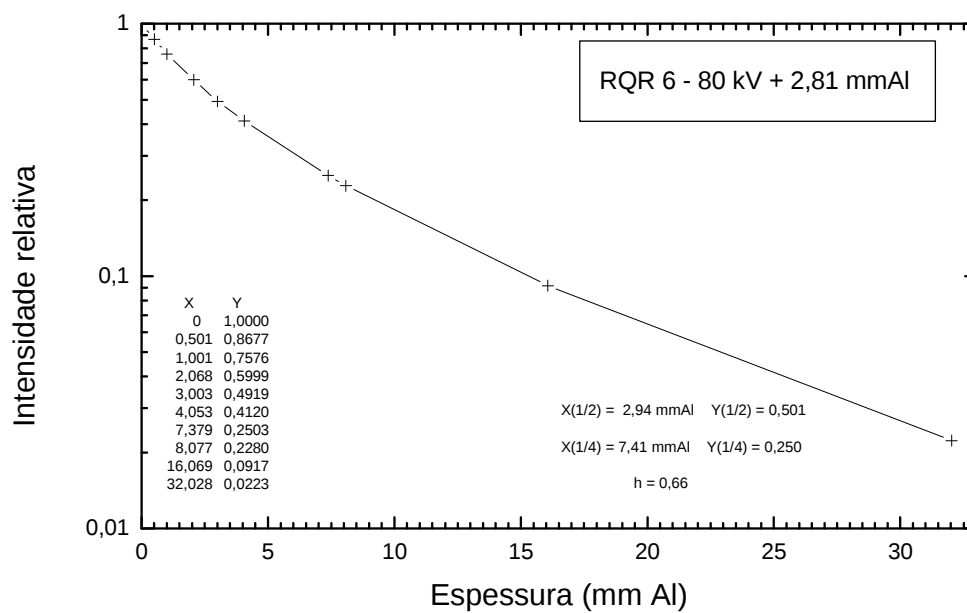


Figura C5: Curva de atenuação da qualidade RQR6 com filtração adicional

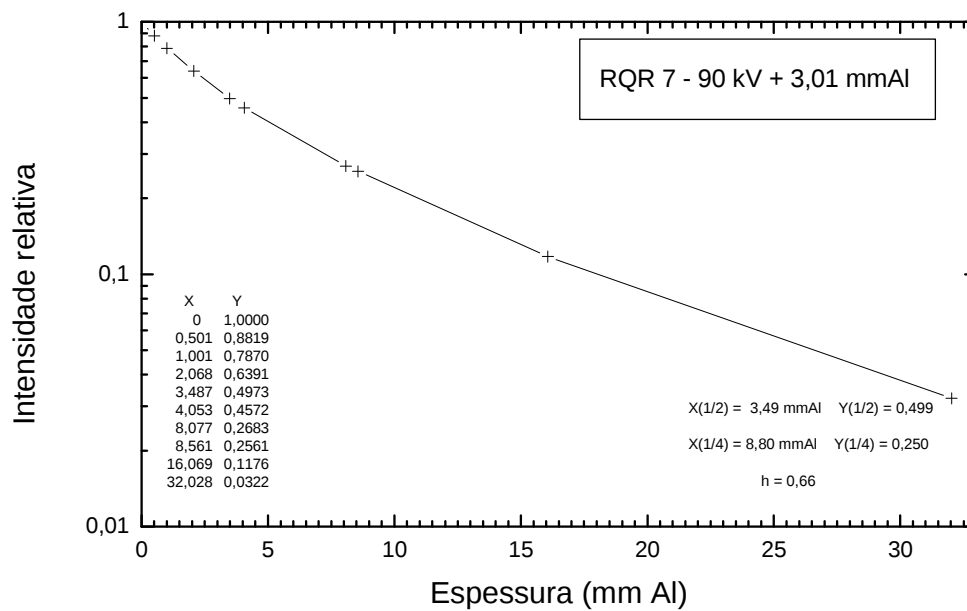


Figura C6: Curva de atenuação da qualidade RQR7 com filtração adicional

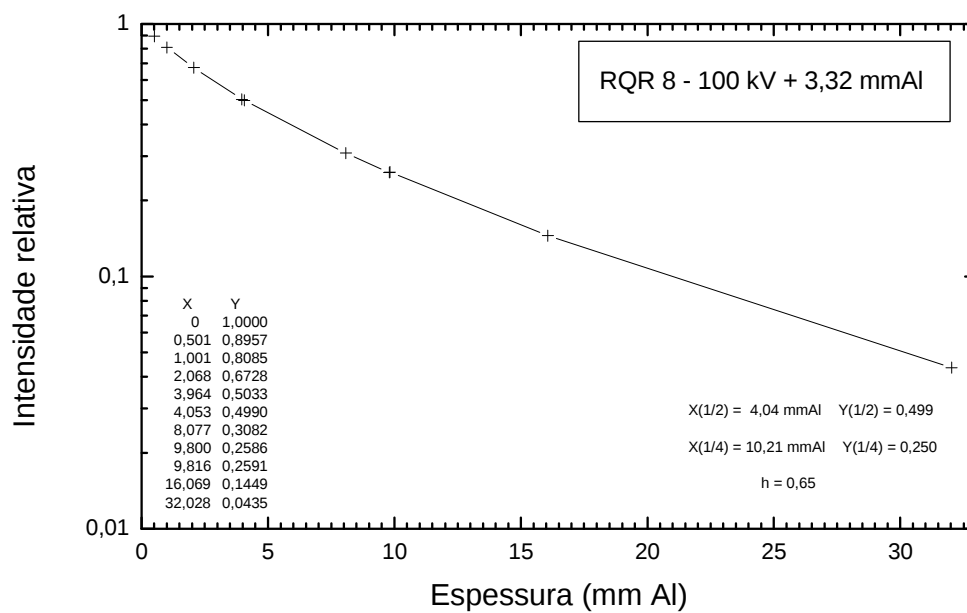


Figura C7: Curva de atenuação da qualidade RQR8 com filtração adicional

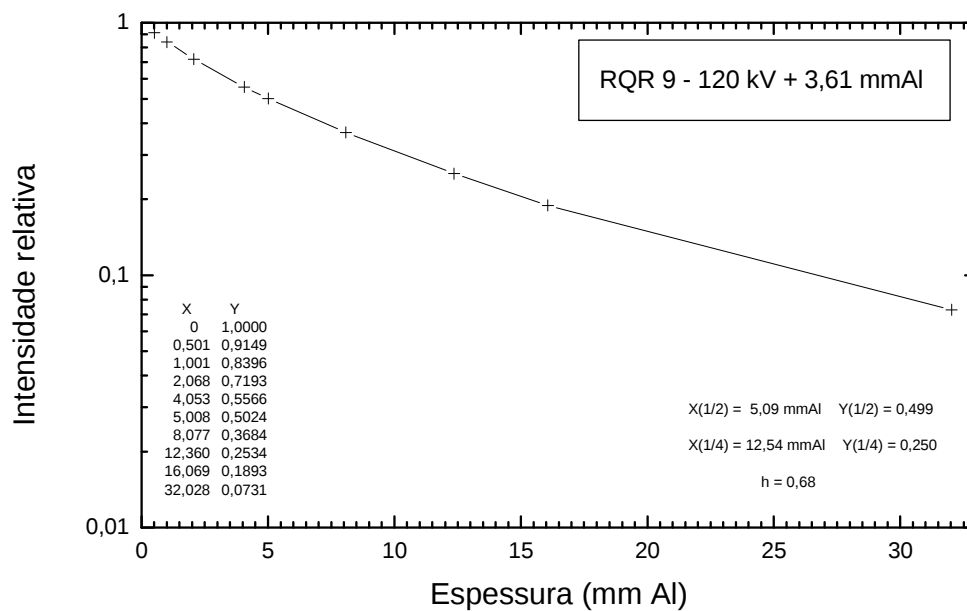


Figura C8: Curva de atenuação da qualidade RQR9 com filtração adicional

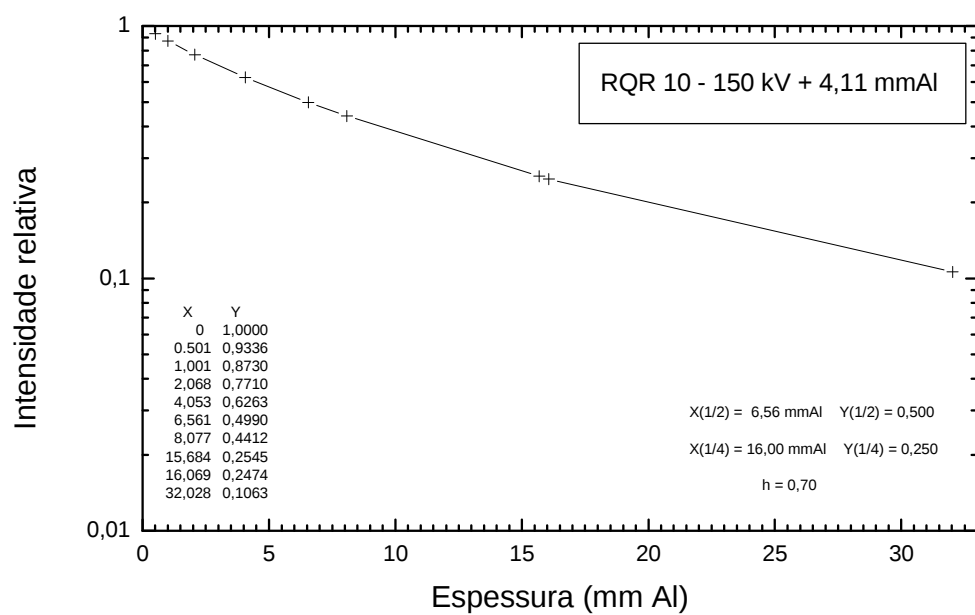


Figura C9: Curva de atenuação da qualidade RQR10 com filtração adicional

ANEXO D

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO PTW DIAVOLT UNIVERSAL

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO PTW DIAVOLT UNIVERSAL

KALIBRIERSCHEIN NR.
Calibration Certificate No.
 0811297

PTW

PTW-Freiburg, Lörracher Str. 7, 79115 Freiburg, Germany ☎ +49-(0)761- 49055-0 FAX +49-(0)761- 49055-70 E-Mail info@ptw.de

Kalibriergegenstand / Calibration Object

Nicht-invasives kV-Messgerät und Dosimeter / *Non-invasive kV-Meter and Dosimeter*

DIAVOLT UNIVERSAL T43014-01207

Hersteller / *Manufacturer* PTW-Freiburg

Auftraggeber / *Customer* Instituto de Radioprotecao e Dosimetria
 Laboratório Nacional de Metrologia das
 Radiações Ionizantes
 22780-160 Rio de Janeiro RJ, BRAZIL

Auftragsnummer / *Order No.* AU705879
 Auftragsdatum / *Order Date* 28.01.2008

Ergebnis der Kalibrierung / Calibration Results

Messgröße / <i>Measuring Quantity</i>	PPV ≙ practical peak voltage / IEC 61676	K _{air} (Luftkerma / <i>Air Kerma</i>)
Messergebnis in / <i>Measurement result in</i>	kV	Gy
Kalibrierfaktor / <i>Calibration Factor</i>	N _{KV} = 1,00	N _K = 1,00
Unsicherheit der Kalibrierung / <i>Uncertainty of calibration</i>	ε = 2 % (ε ≤ 1 kV für / at PPV < 40 kV)	ε = 2 %
Kalibrierdatum / <i>Calibration Date</i>	27.03.2008	
Empfohlenes Rekalibrierintervall / <i>Recommended recalibration interval</i>	2 Jahre / 2 years	
Messbereiche und Strahlenqualitäten / <i>Measuring range and radiation qualities</i>	konventionell / <i>conventional</i> : [40...150] kV, [RQR2...RQR10] MAM / MAM : [22...40] kV, [RQR-M 1...RQR-M 4]	

Kalibrierbedingungen und Aufbau / Calibration Conditions and Set-up

	W-Anode [40...150] kV	Mo-Anode [22...40] kV
Anodenwinkel / <i>Anode Angle</i>	12°	20°
HV-Wellenform / <i>HV Waveform</i>	CP (constant potential)	HF (high frequency)
Feldgröße / <i>Field Size</i>	12 cm x 12 cm	16 cm x 16 cm
Fokusabstand / <i>Focal Distance</i>	50 cm	60 cm
Belichtungszeit / <i>Irradiation Time</i>	0,4 s	0,4 s

Freiburg, den 31.03.2008

PTW-Freiburg
 Physikalisch-Technische
 Werkstätten Dr. Pöchlauer GmbH



(Unterschrift / *Signature*)

Seite 1 / 2 / *page 1 / 2*

Figura D1: Página 1 do certificado de calibração 0811297

Kalibrierbedingungen und Aufbau / Calibration Conditions and Set-up

Klimatische Bedingungen / <i>Climatic Conditions</i>	Temperaturbereich / <i>Temperature Range</i>	[18 ... 24] °C
	Luftdruck / <i>Air Pressure Range</i>	[950 ... 1050] hPa
	Relative Luftfeuchte / <i>Relative Humidity Range</i>	[40 ... 60] %
Anordnung im Strahlenfeld / <i>Arrangement in radiation field</i>	Die Oberseite des Geräts zeigte zur Strahlenquelle / <i>The top side of the instrument faced towards the radiation source</i>	
Bezugsort am Gerät / <i>Reference point of device</i>	siehe Gebrauchsanweisung / <i>refer to user manual</i>	
Strahlungsqualitäten / <i>Beam Qualities</i>	RQR und RQR-M Qualitäten gemäß IEC 61267 <i>RQR und RQR-M qualities according to IEC 61267</i>	
Invasive kV-Referenz / <i>Invasive kV-reference</i>	DYNALYZER III A HVU (SN 73-05-1-1523, Cert. No. 14327) für / for [40...150] kV	DYNALYZER II HVU (SN 61-06-8-0124, Cert. No. 014302) für / for [22...40] kV
Dosis und Dosisleistung / <i>Dose and Dose Rate</i>	[4.0 ... 55] · 10 ⁻³ Gy [0.3 ... 8.0] Gy/min	

Bemerkungen / Remarks

- Die angegebene Unsicherheit entspricht der 2-fachen Standardabweichung ($k=2$). Die Unsicherheit der Kalibrierung wurde entsprechend ISO GUM aus den Teilunsicherheiten der Normale, des Kalibrierverfahrens, der Umgebungsbedingungen und des Kurzzeitverhaltens des Geräts berechnet. Die Gesamtunsicherheit einer Messung setzt sich zusammen aus der Unsicherheit der Kalibrierung und allen Unsicherheiten, die durch ein Abweichen von den Referenzbedingungen bedingt sind. Ein Anteil für die Langzeitinstabilität des Prüflings ist nicht enthalten.
The uncertainty stated corresponds to the double standard deviation ($k=2$). The uncertainty of the calibration was calculated according to ISO GUM from the partial uncertainties arising from the standards used, the calibration procedure, the environmental conditions and short time effects of the object of measurement. The overall uncertainty of a measurement is composed of the uncertainty of the calibration as well as uncertainty contributions that are caused by deviations from the reference conditions. A share for the long term instability of the object under calibration is not included.
- Die Kalibrierung ist rückführbar auf Normale der Physikalisch Technischen Bundesanstalt (PTB), Braunschweig und des National Institute of Standards and Technology, USA (NIST). Unvollständige oder auszugsweise Wiedergabe dieses Kalibrierscheins bedarf der Genehmigung des ausstellenden Labors. Dieser Kalibrierschein gilt nur im Zusammenhang mit dem unverletzten Aufkleber mit der Kalibrierscheinnummer. Die Kalibrierung von Geräten, die zur Reparatur geöffnet wurden, sind mit früheren Kalibrierungen nicht vergleichbar. Kalibrierscheine ohne Unterschrift sind ungültig.
The calibration of all kV-reference components is traceable to national standards of the German National Laboratory, PTB, Braunschweig and to the National Institute of Standards and Technology, USA (NIST). This calibration certificate may not be reproduced other than in full except with the permission of the issuing laboratory. This certificate is valid only with the instrument showing the intact sticker with the certificate number. The calibration of instruments having been opened for repair are not comparable to previous calibrations. Calibration certificates without signature are not valid.

Figura D2: Página 2 do certificado de calibração 0811297

ANEXO E

**FORMAS DE ONDA DO MEDIDOR PTW DIAVOLT UNIVERSAL
E DO GERADOR DE TENSÃO DO EQUIPAMENTO DE RAO X PHILIPS MGC 40
DURANTE TESTE DE CALIBRAÇÃO NO STAMH/IEE/USP**

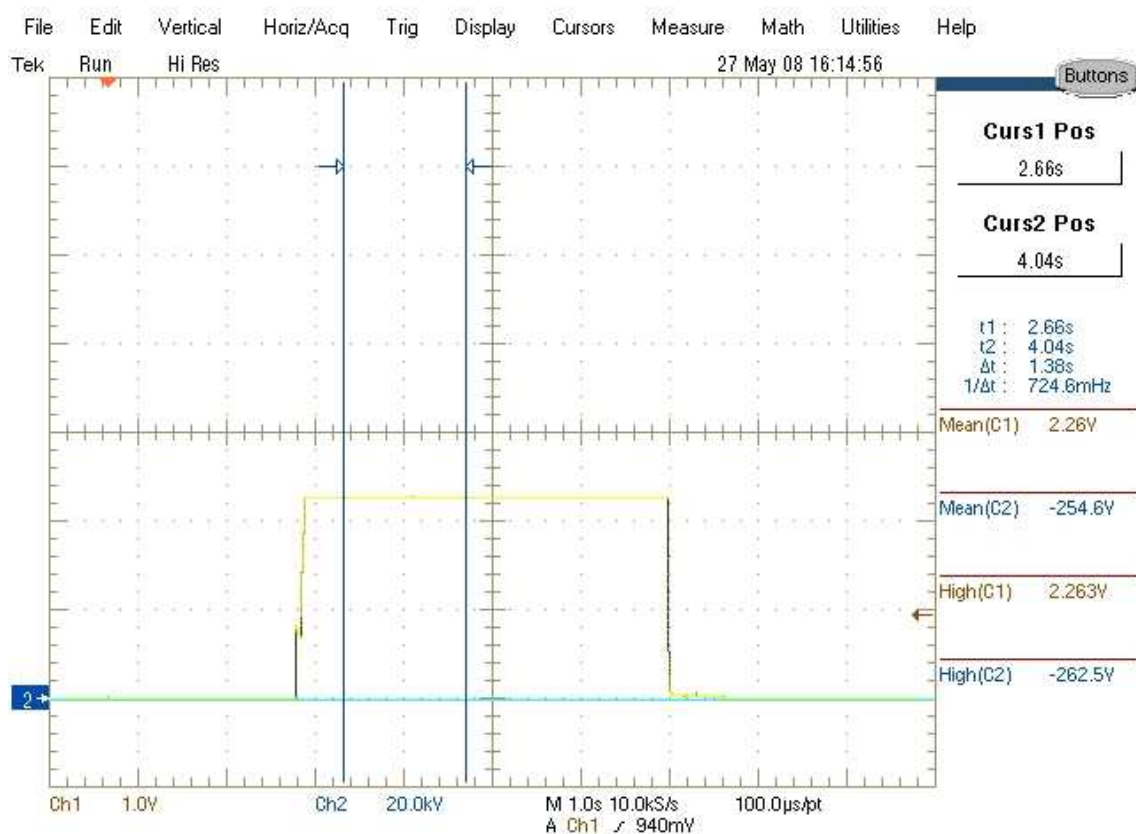


Figura E1: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 40 kv e 2 mA.

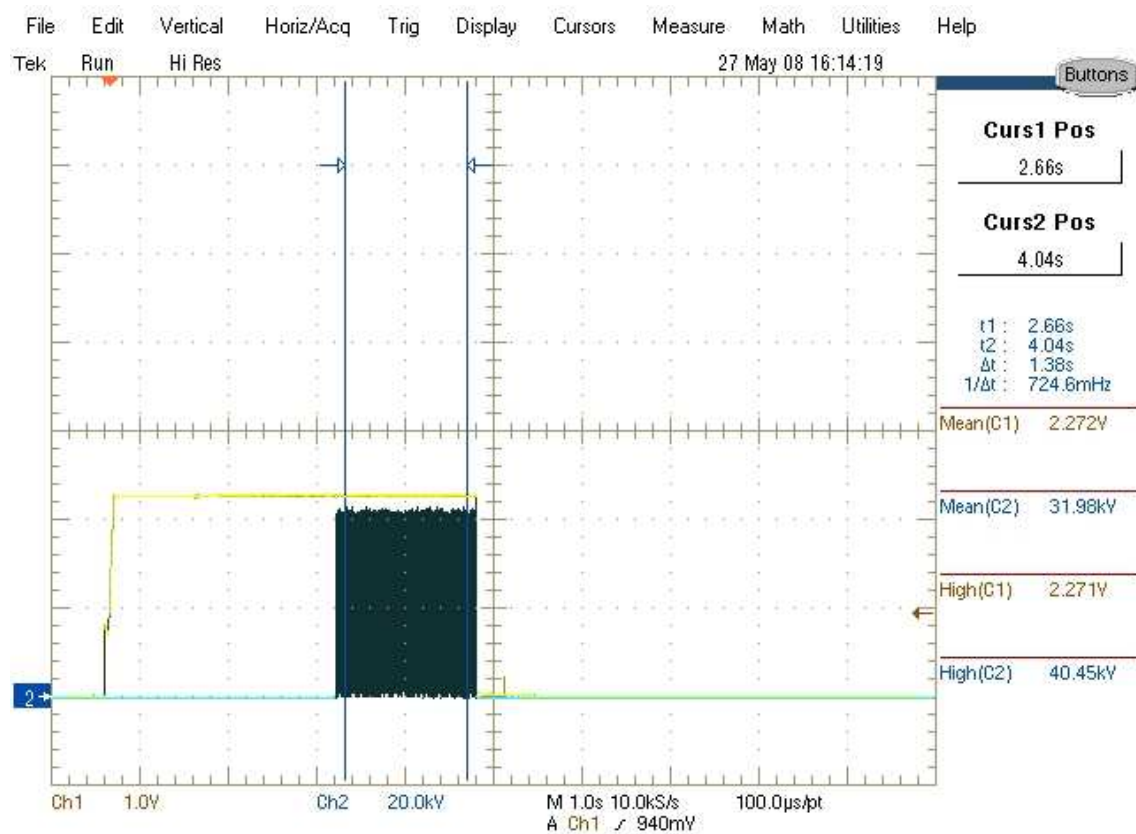


Figura E2: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 40 kv e 4 mA.

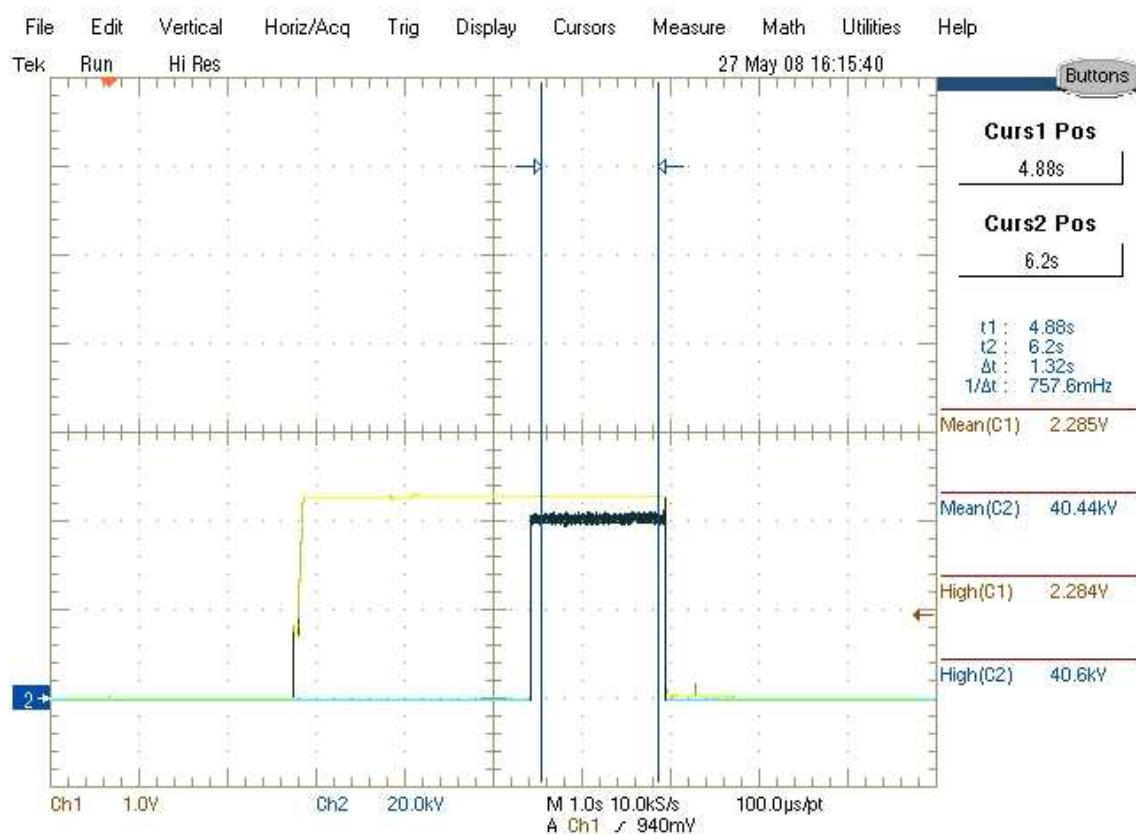


Figura E3: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 40 kv e 8 mA.

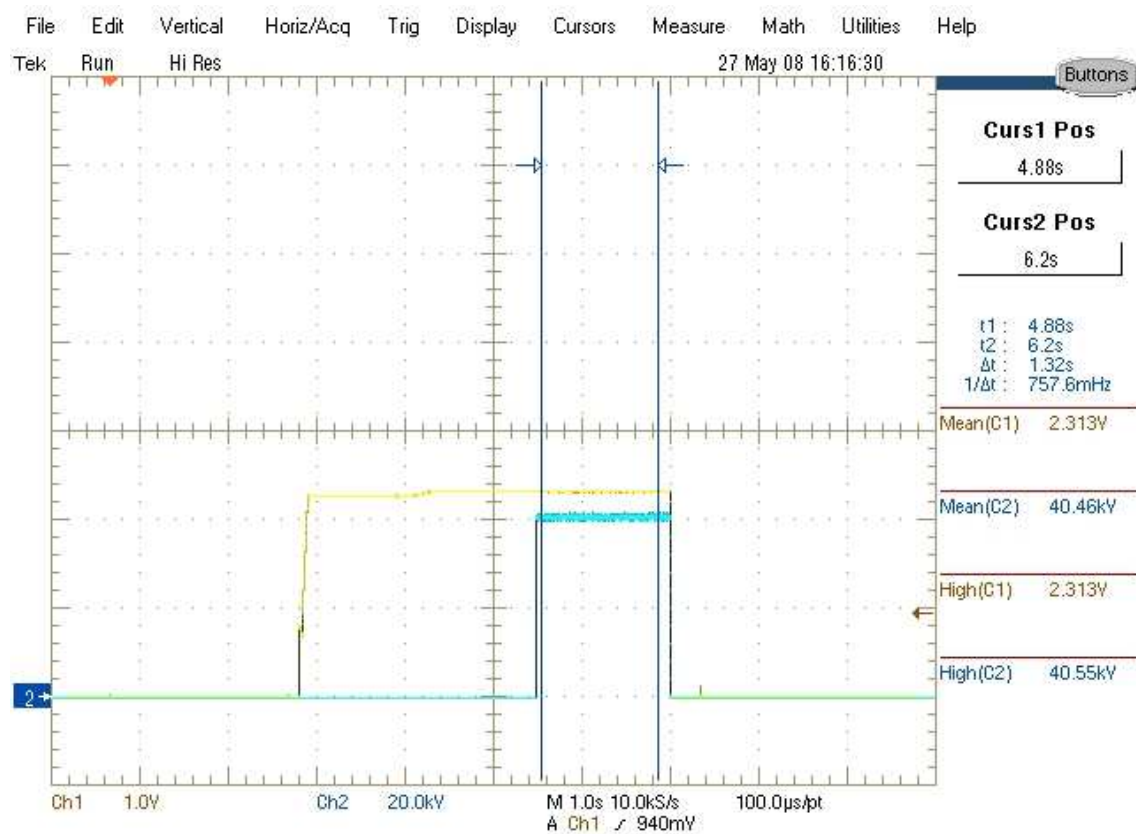


Figura E4: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 40 kv e 16 mA.

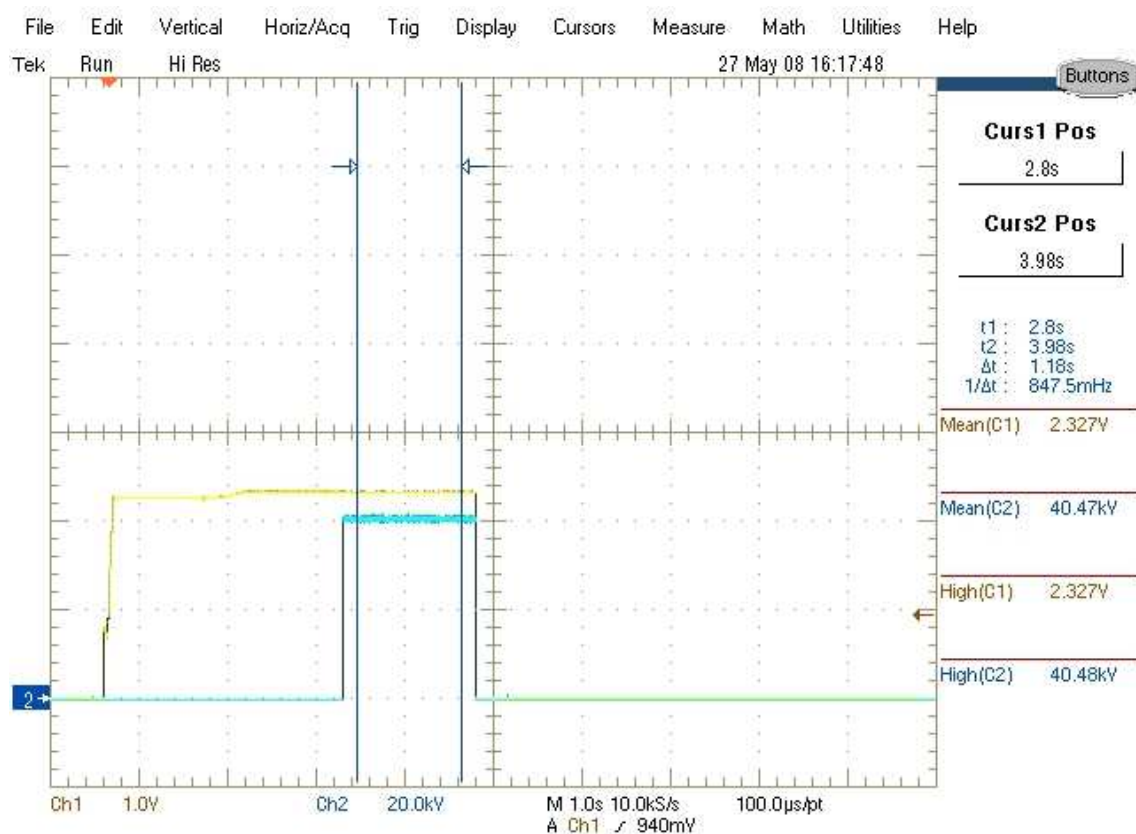


Figura E5: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 40 kv e 20 mA.

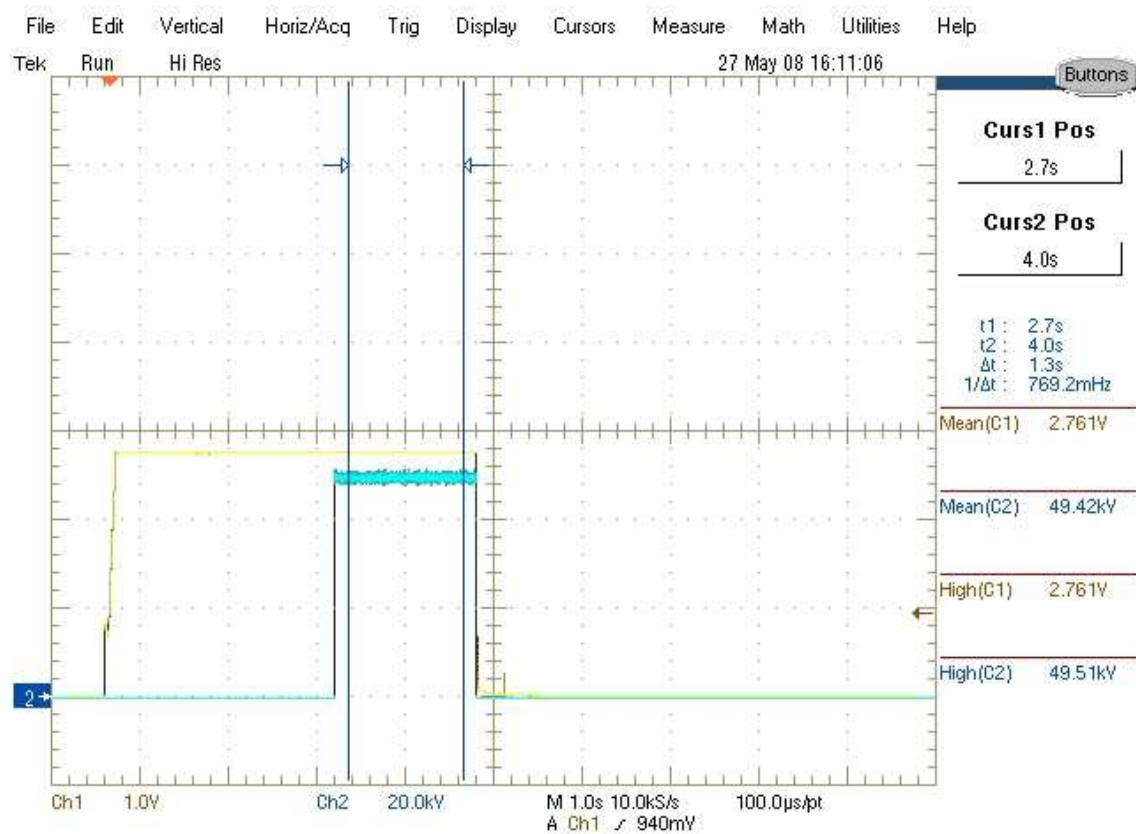


Figura E6: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 50 kv e 2 mA.

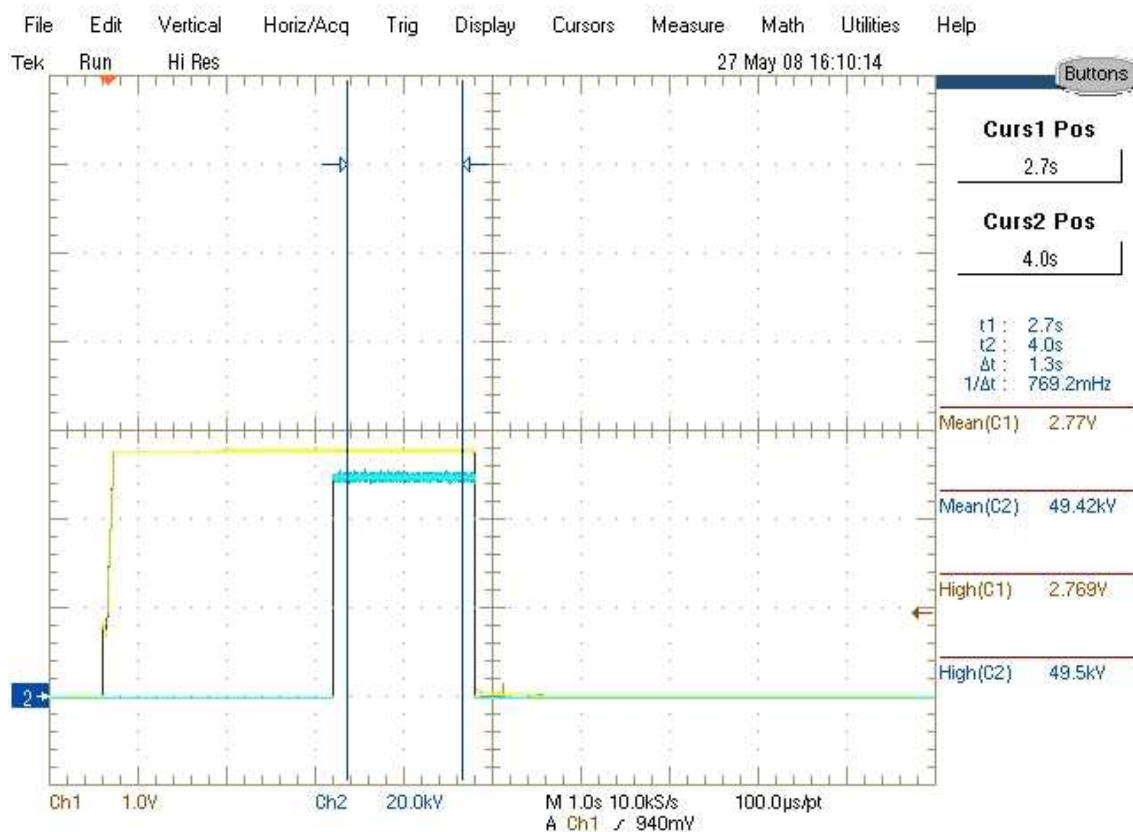


Figura E7: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 50 kv e 4 mA.

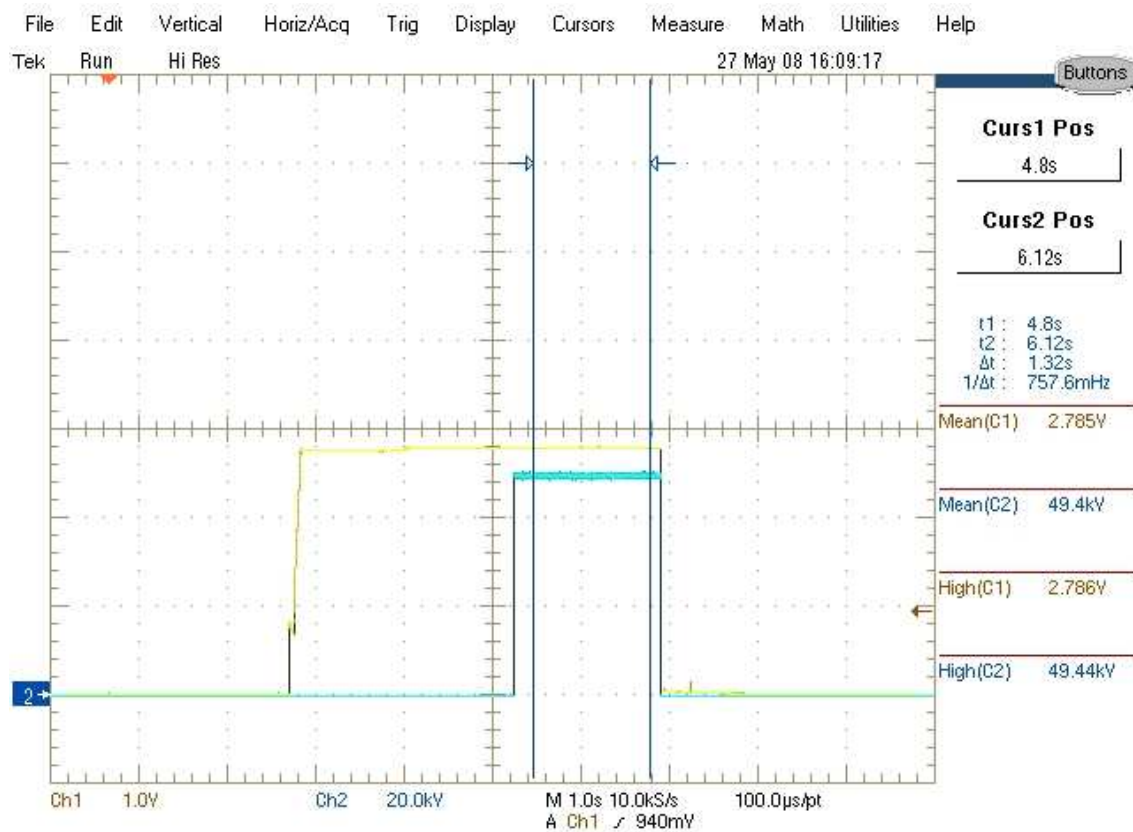


Figura E8: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 50 kv e 8 mA.

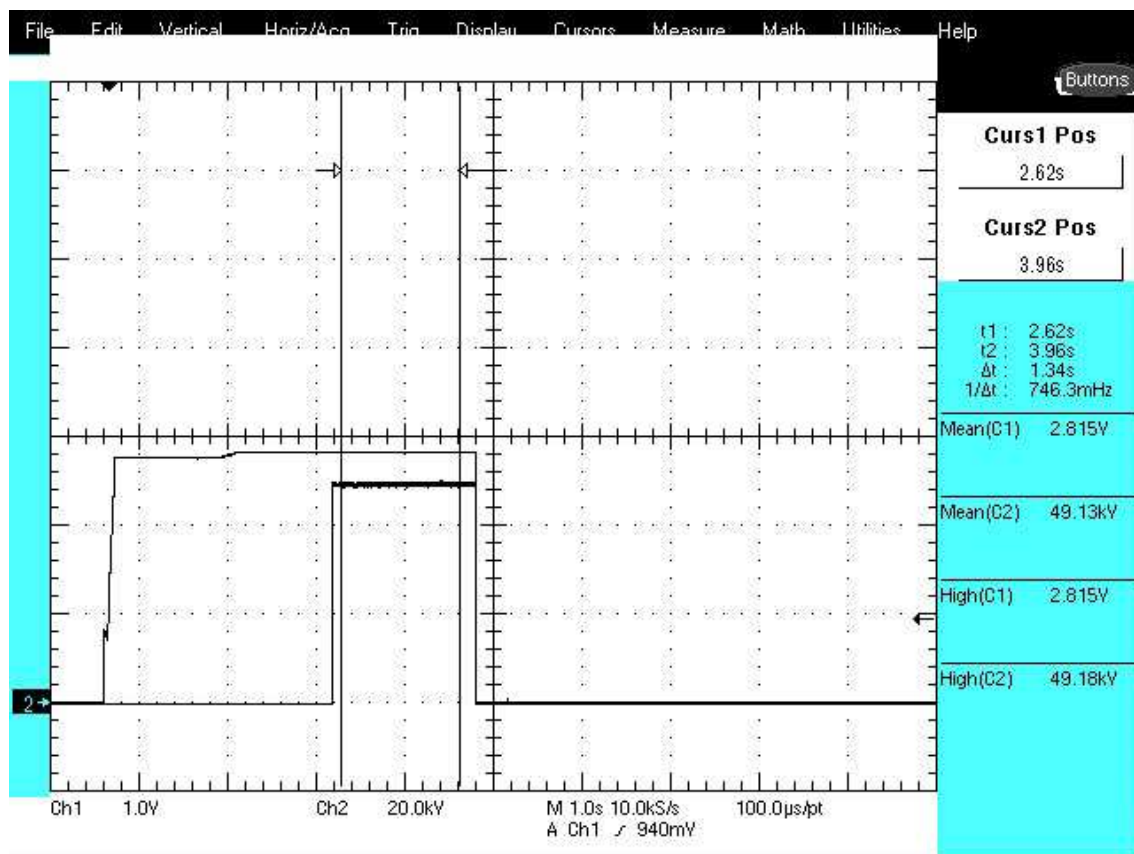


Figura E9: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 50 kv e 16 mA.

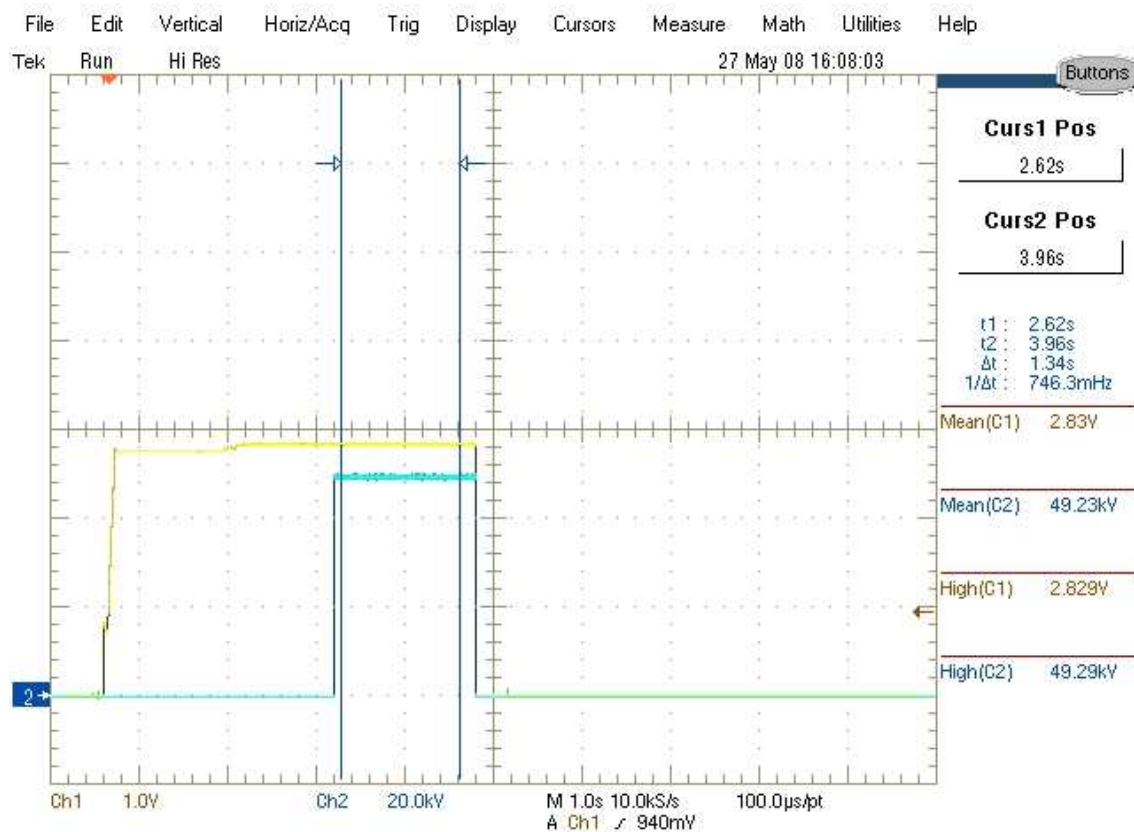


Figura E10: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 50 kv e 20 mA.

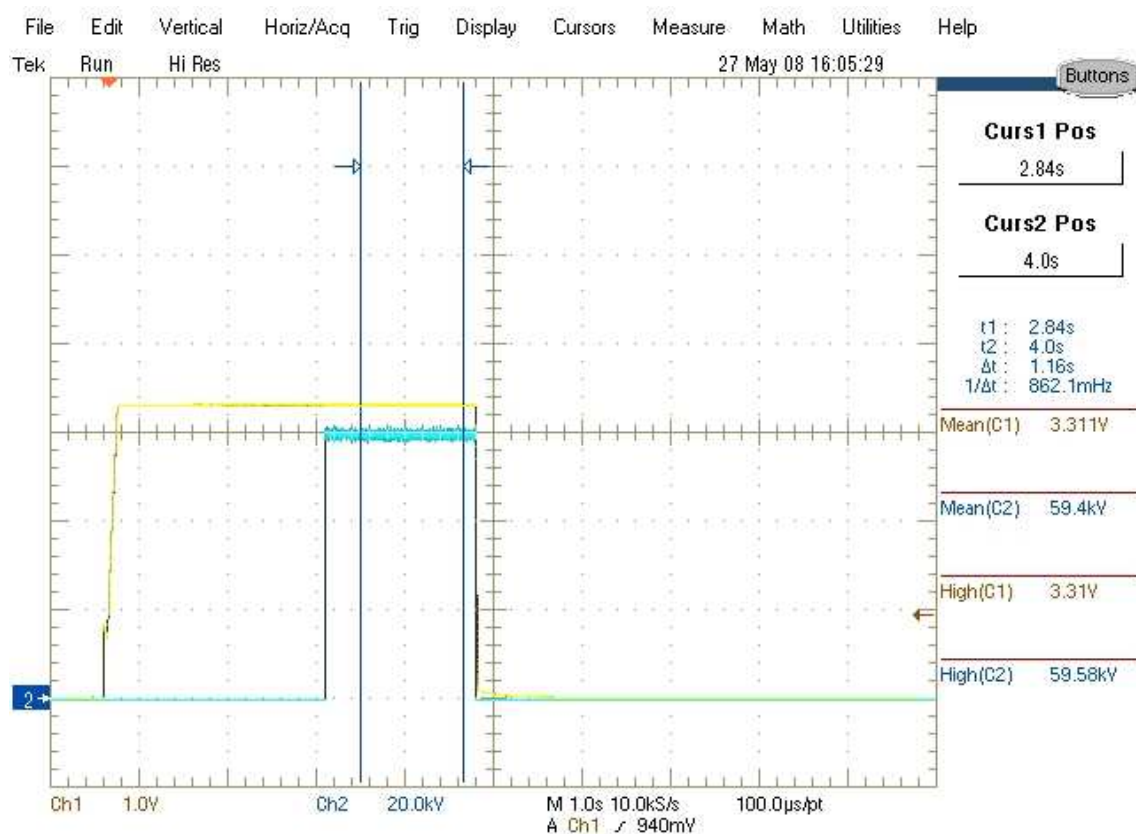


Figura E11: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 60 kv e 2 mA.

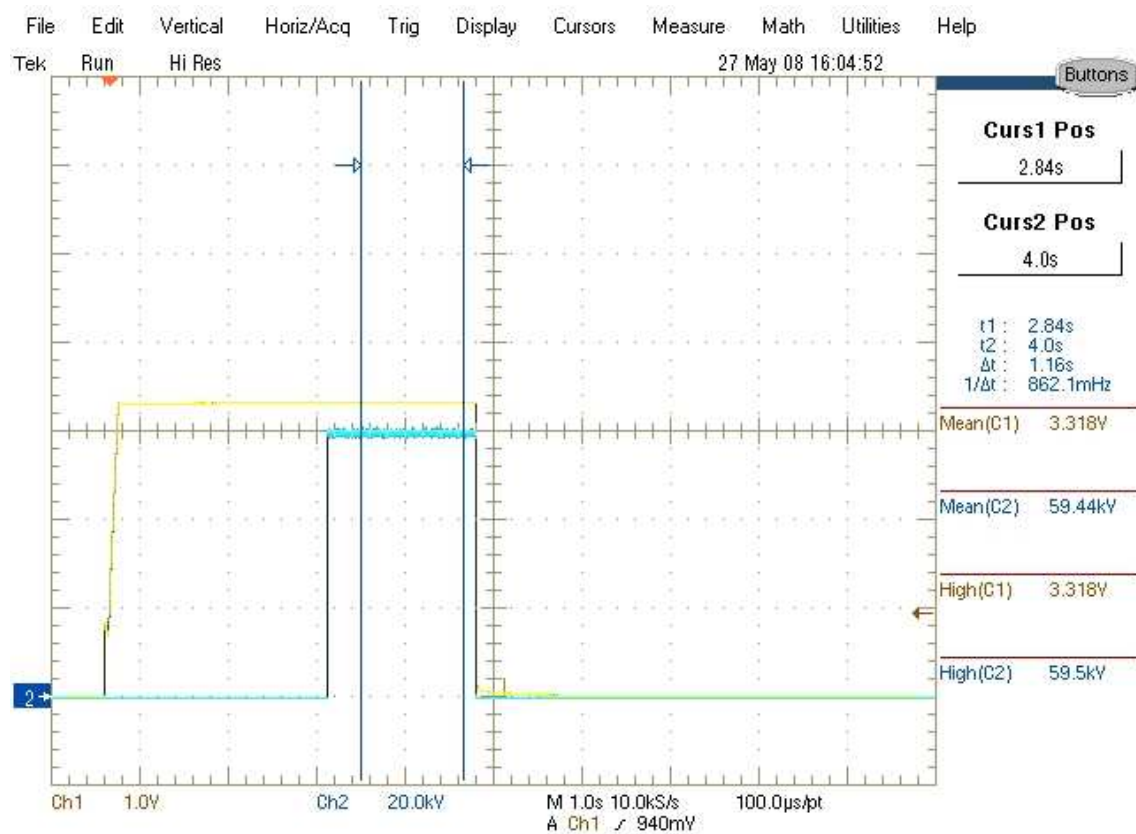


Figura E12: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 60 kv e 4 mA.

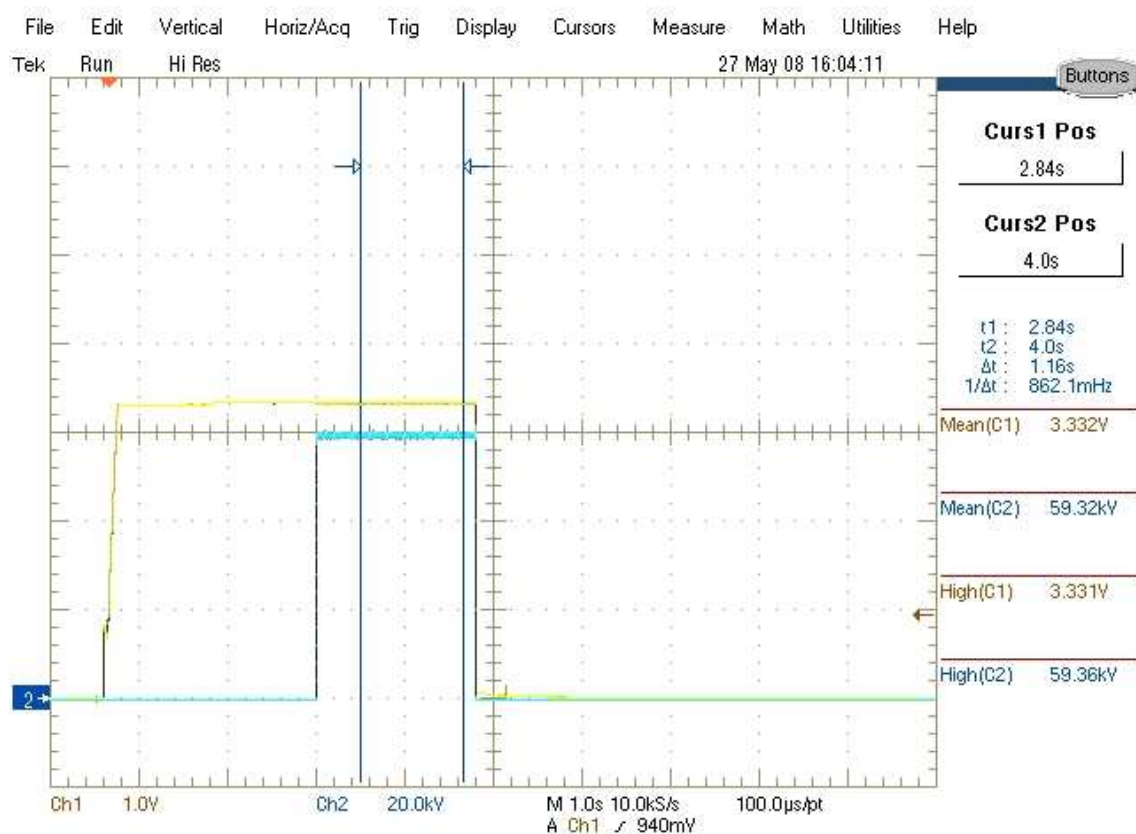


Figura E13: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 60 kv e 8 mA.

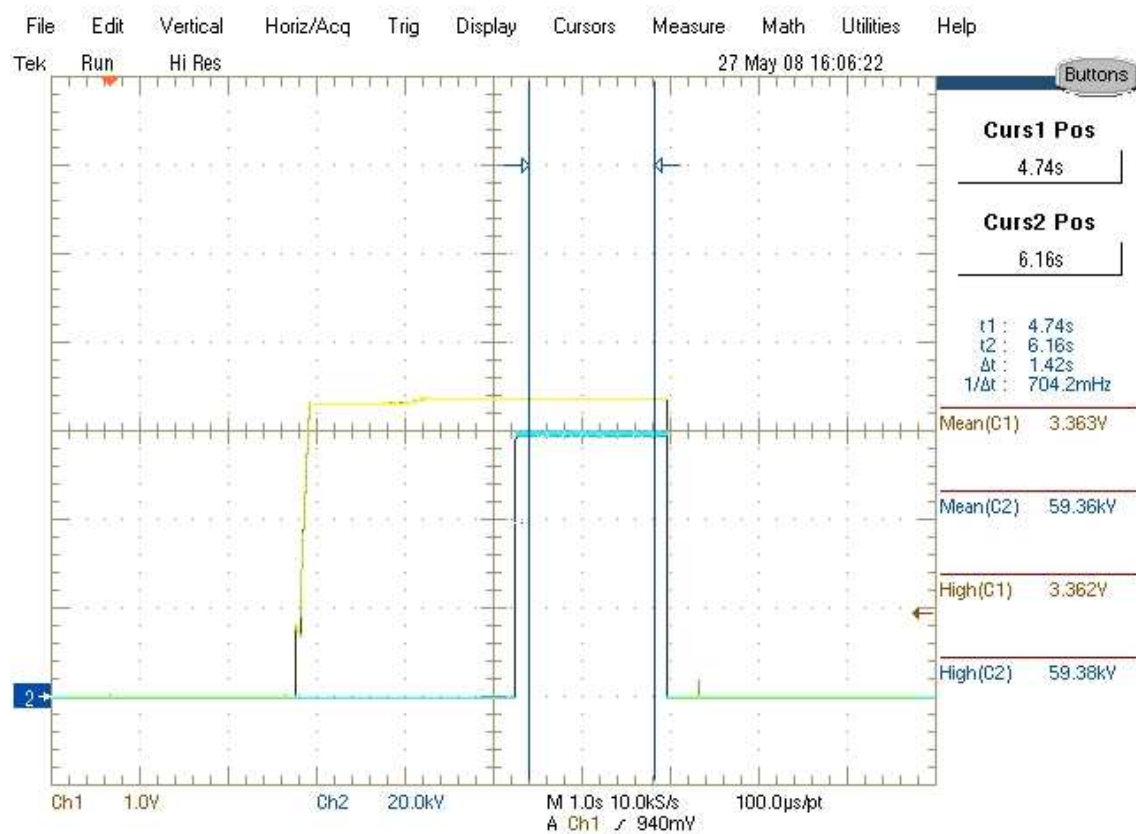


Figura E14: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 60 kv e 16 mA.

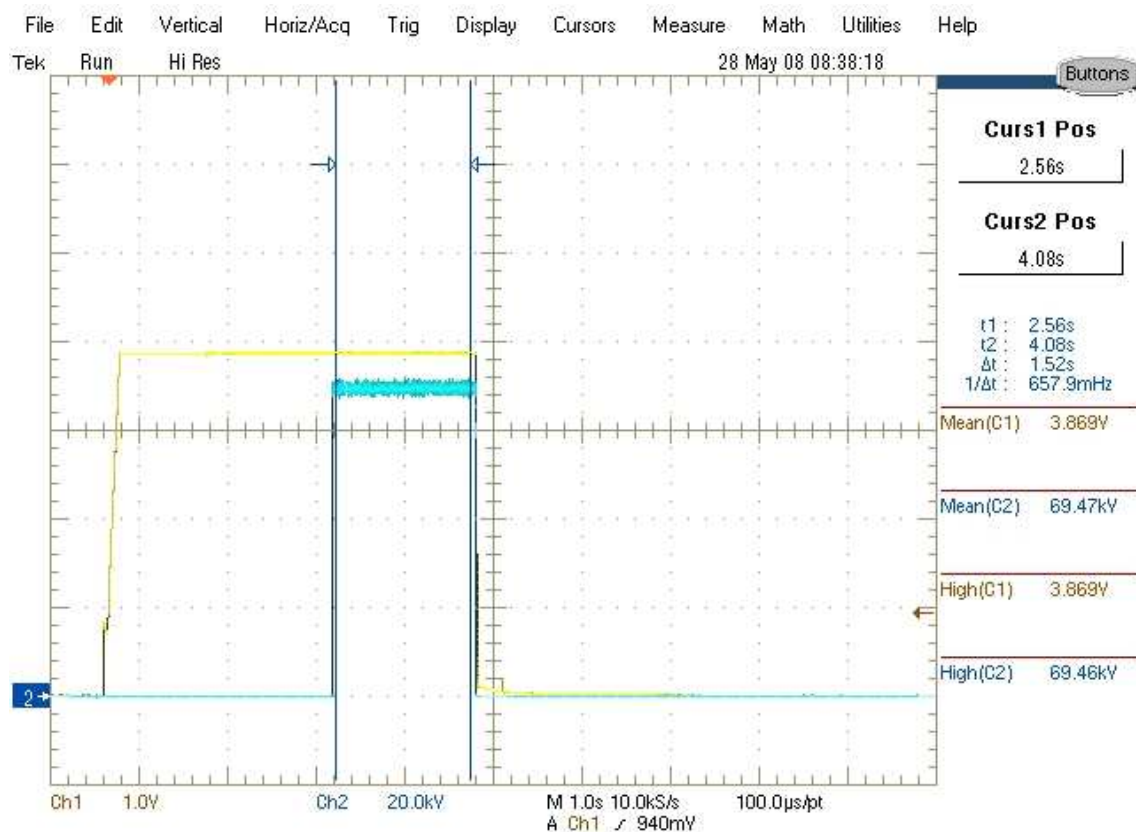


Figura E15: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 70 kv e 2 mA.

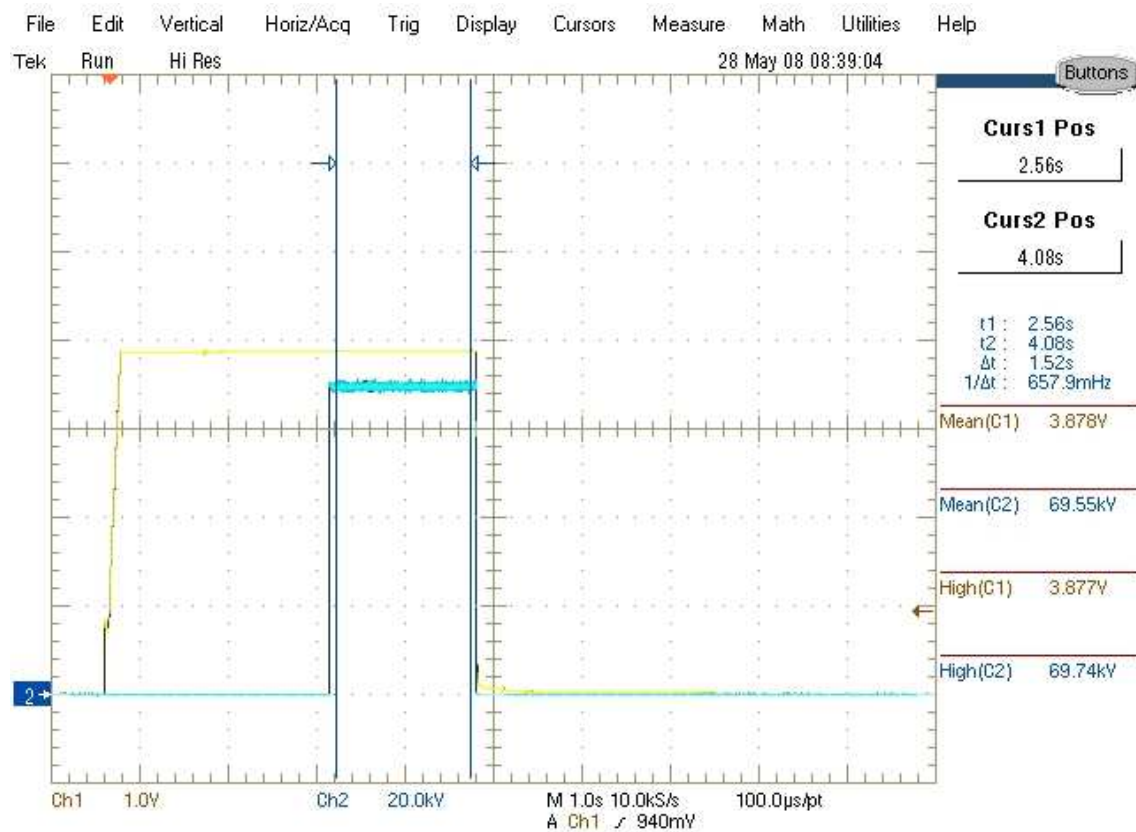


Figura E16: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 70 kv e 4 mA.

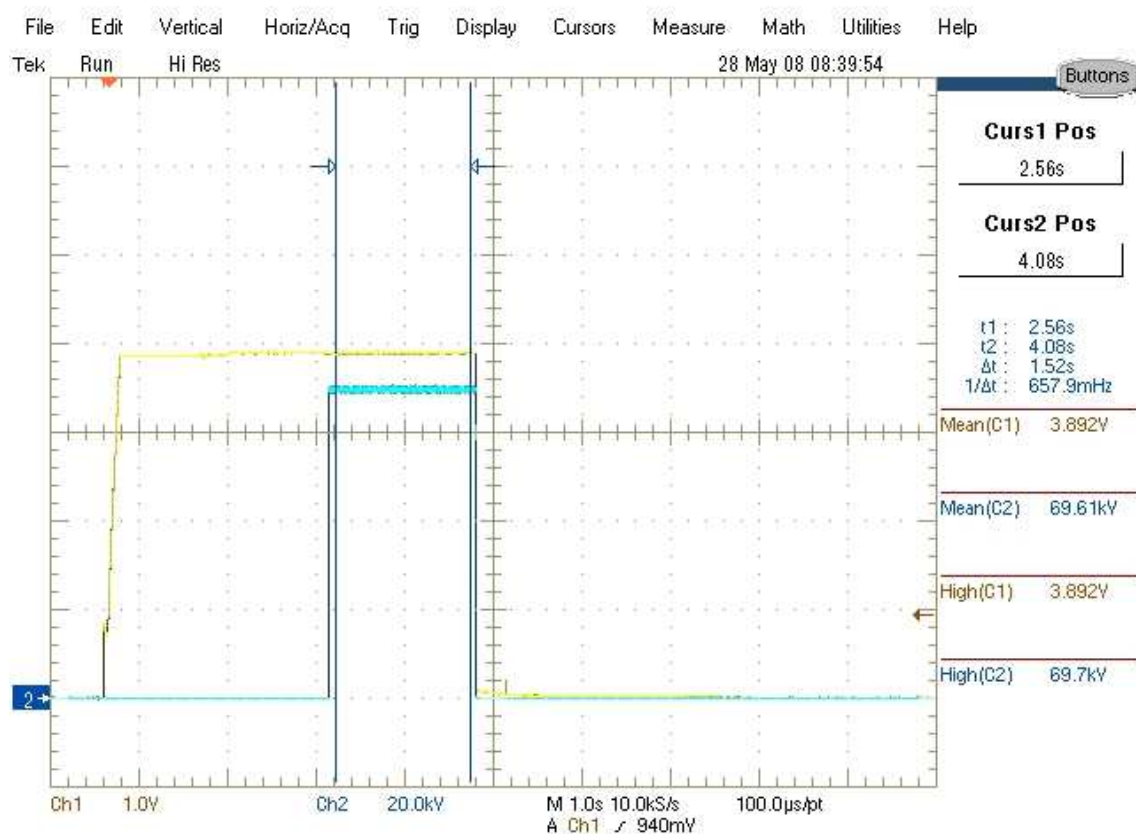


Figura E17: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 70 kv e 8 mA.

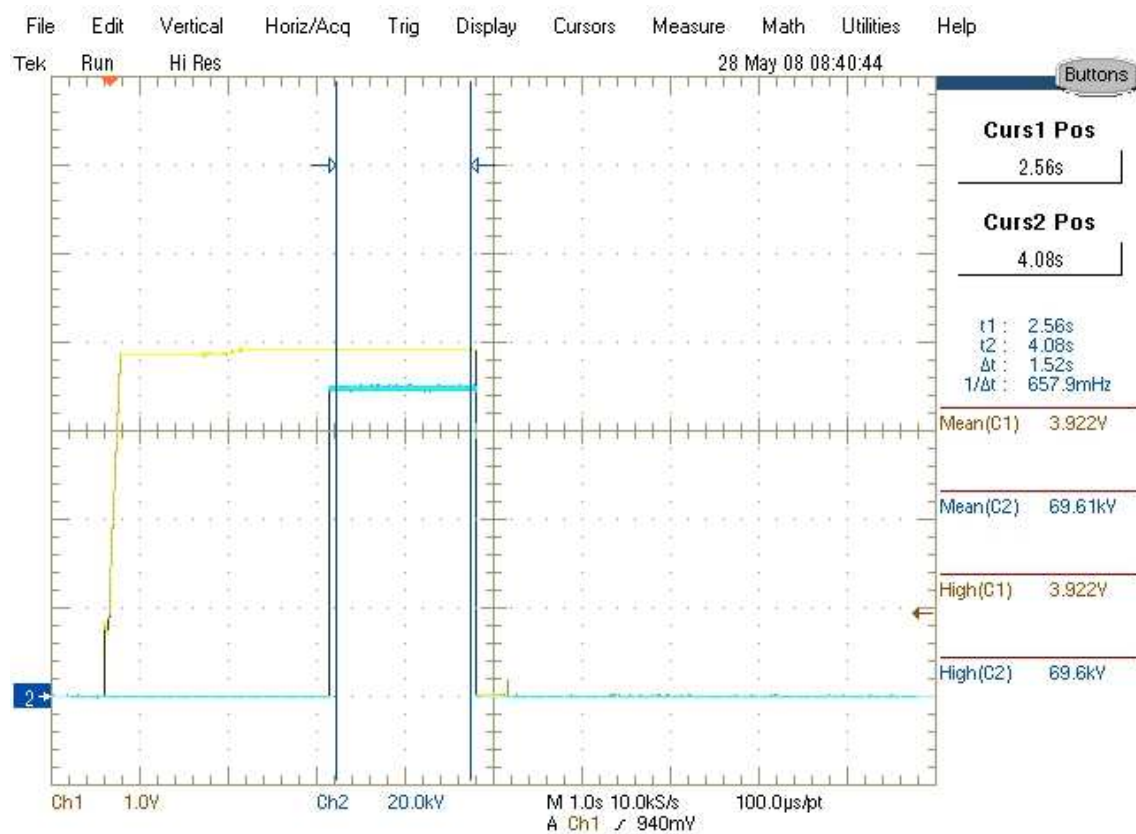


Figura E18: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 70 kv e 16 mA.

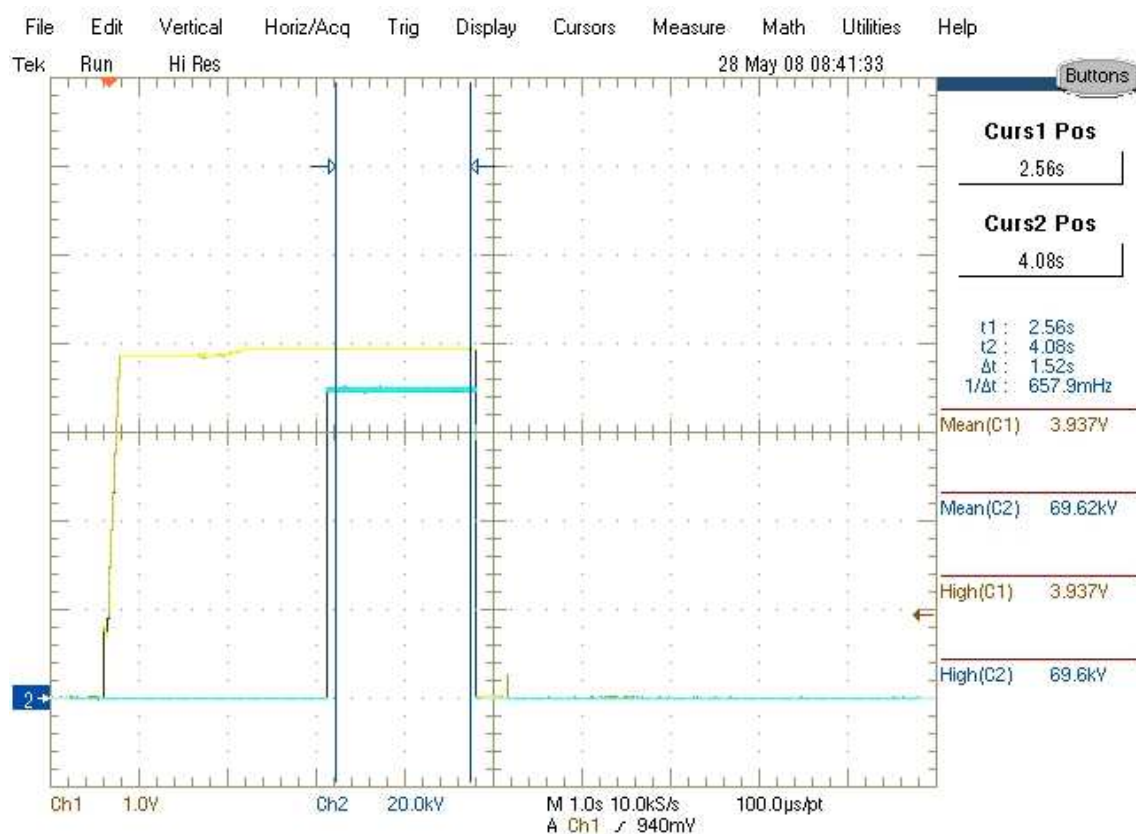


Figura E19: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 70 kv e 20 mA.

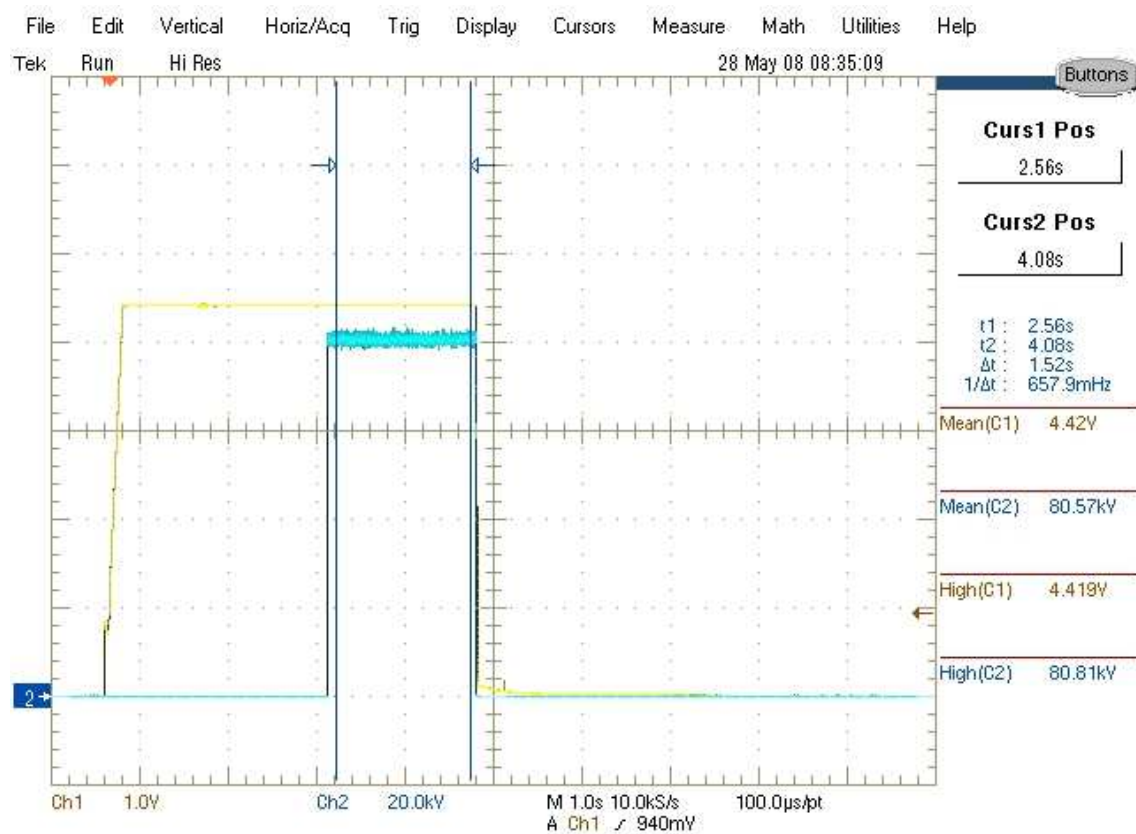


Figura E20: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 80 kv e 2 mA.

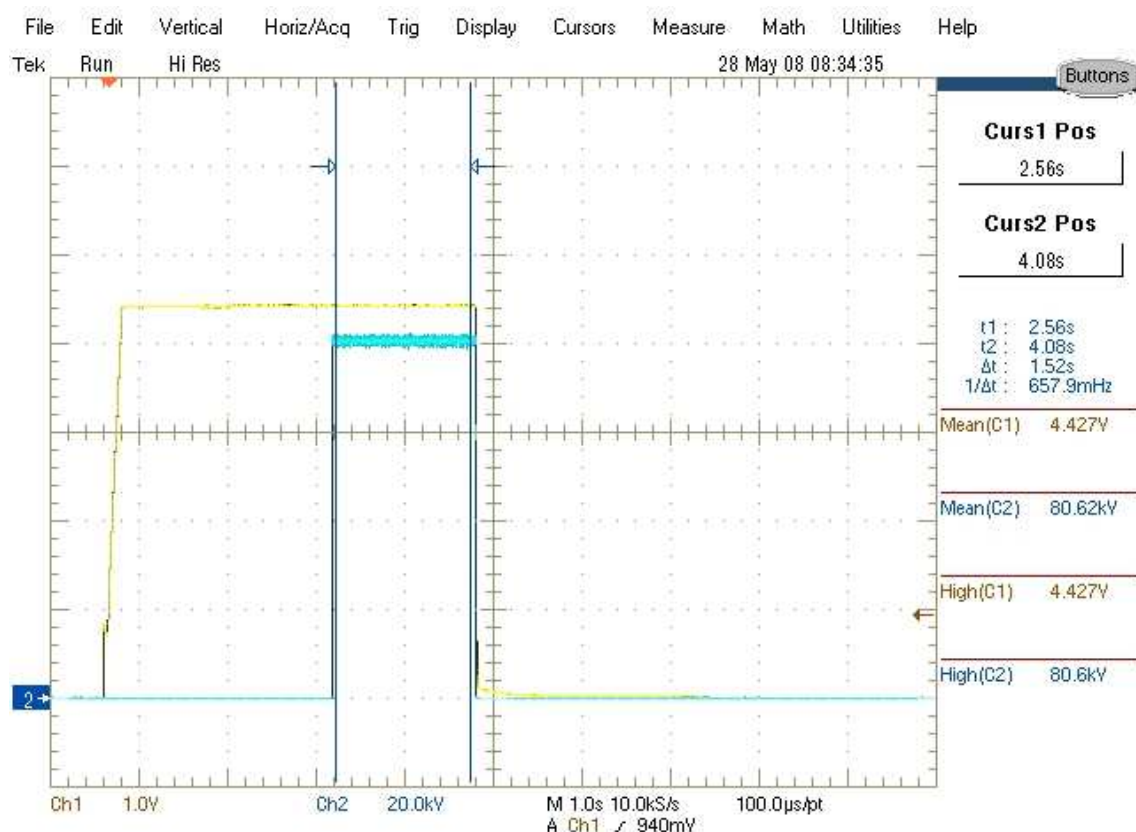


Figura E21: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 80 kv e 4 mA.

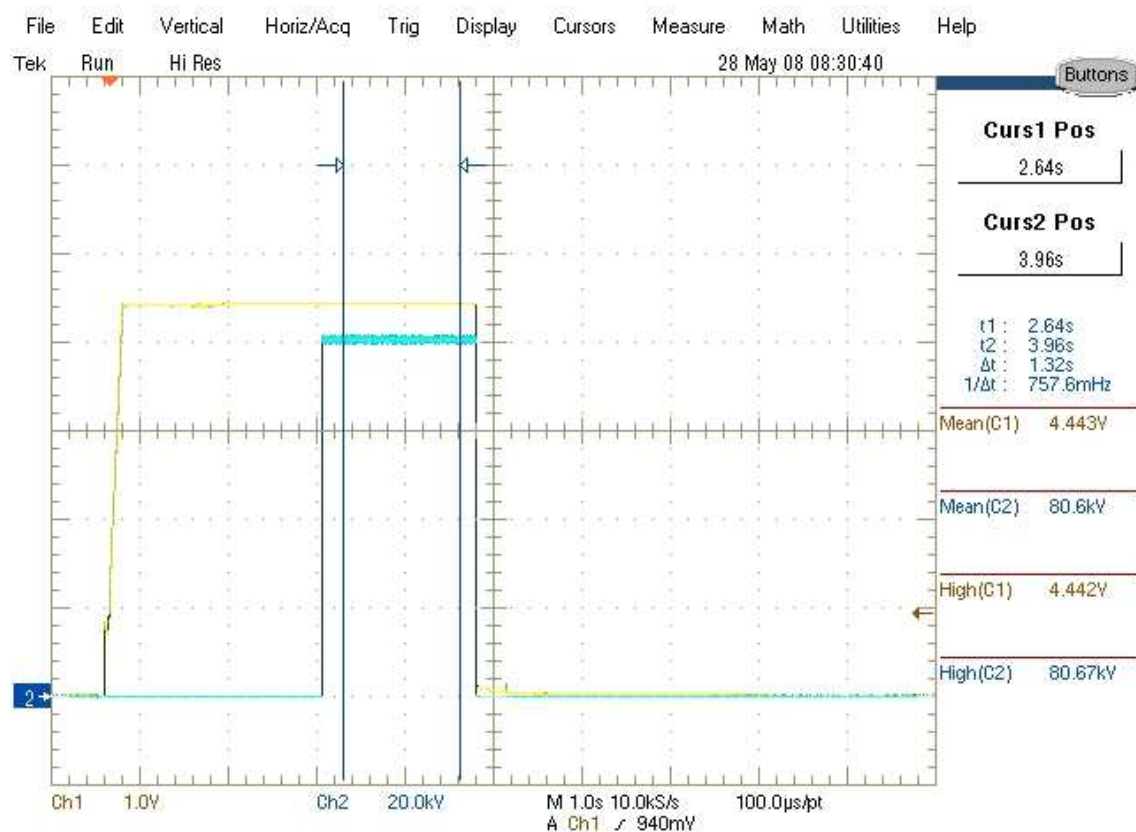


Figura E22: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 80 kv e 8 mA.

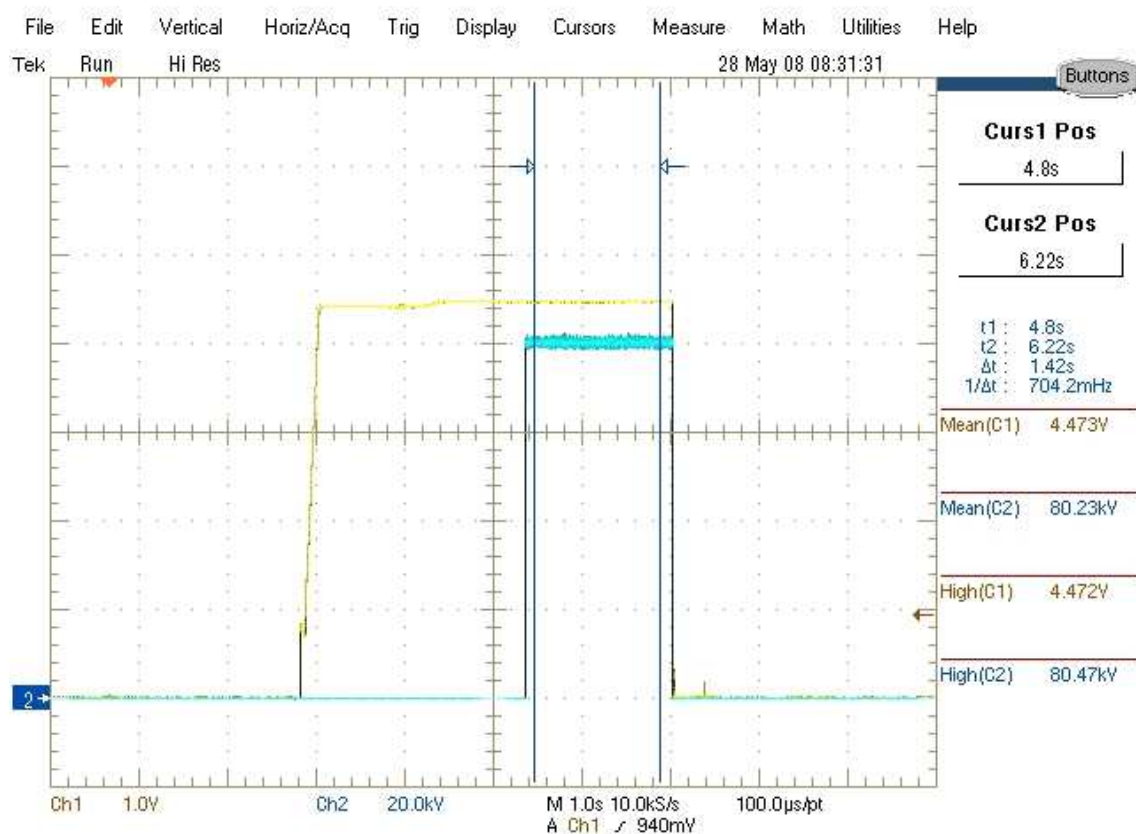


Figura E23: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 80 kv e 16 mA.

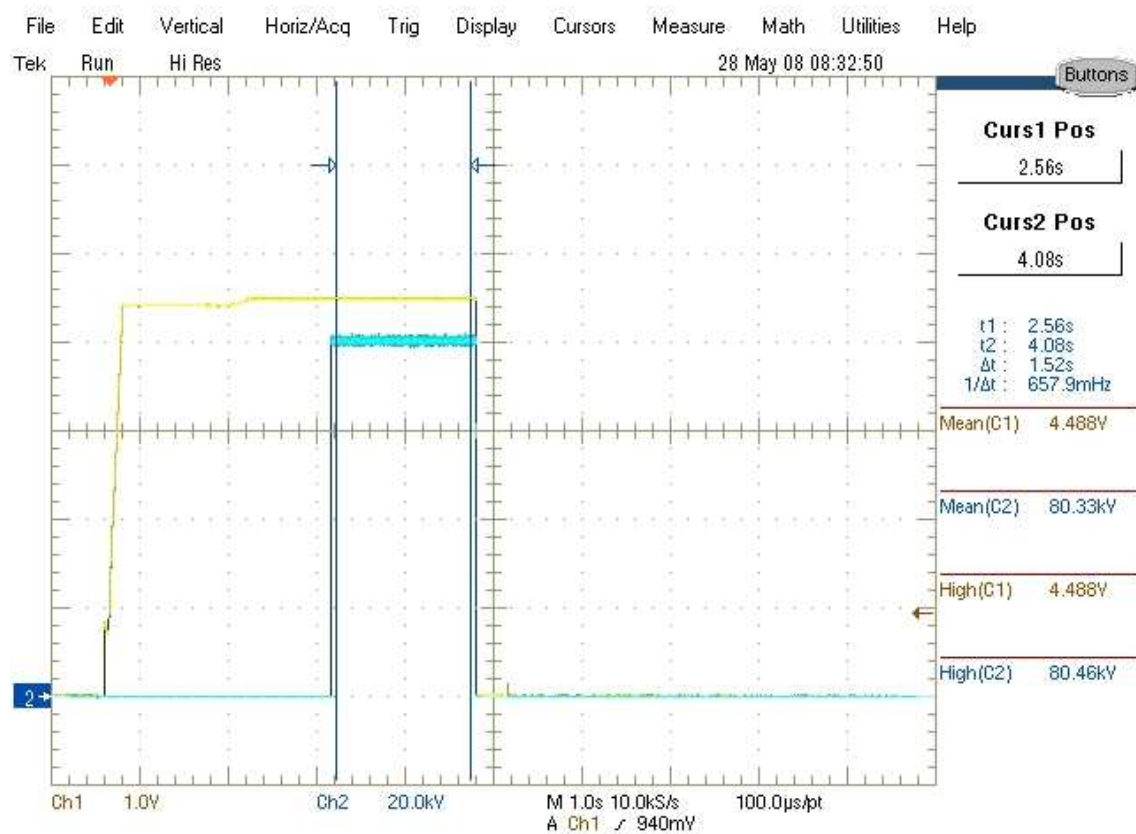


Figura E24: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 80 kv e 20 mA.

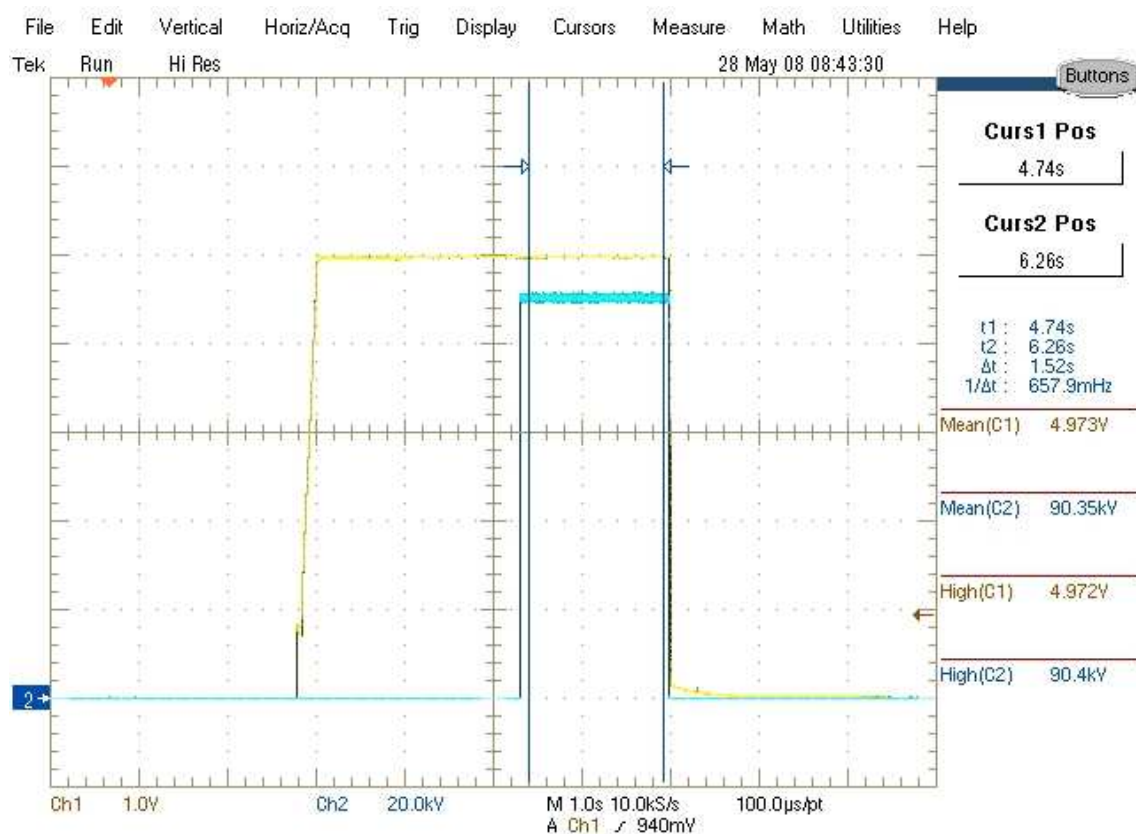


Figura E25: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 90 kv e 2 mA.

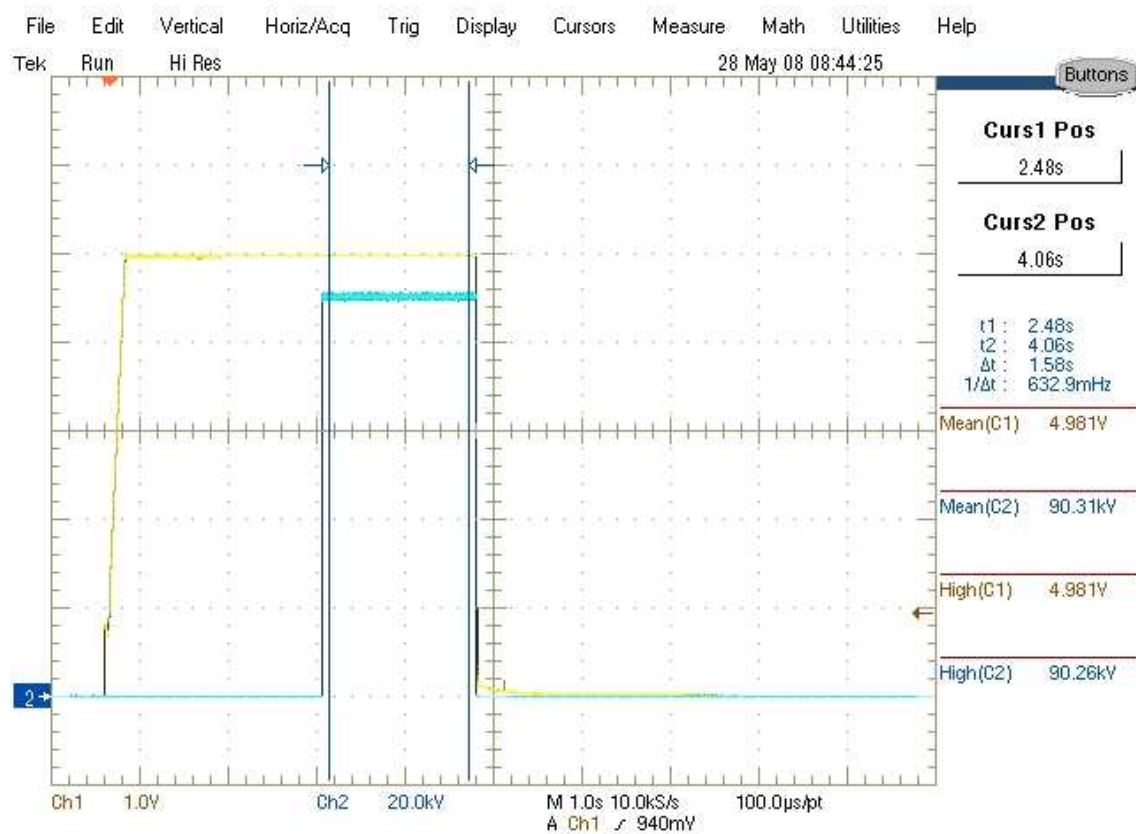


Figura E26: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 90 kv e 4 mA.

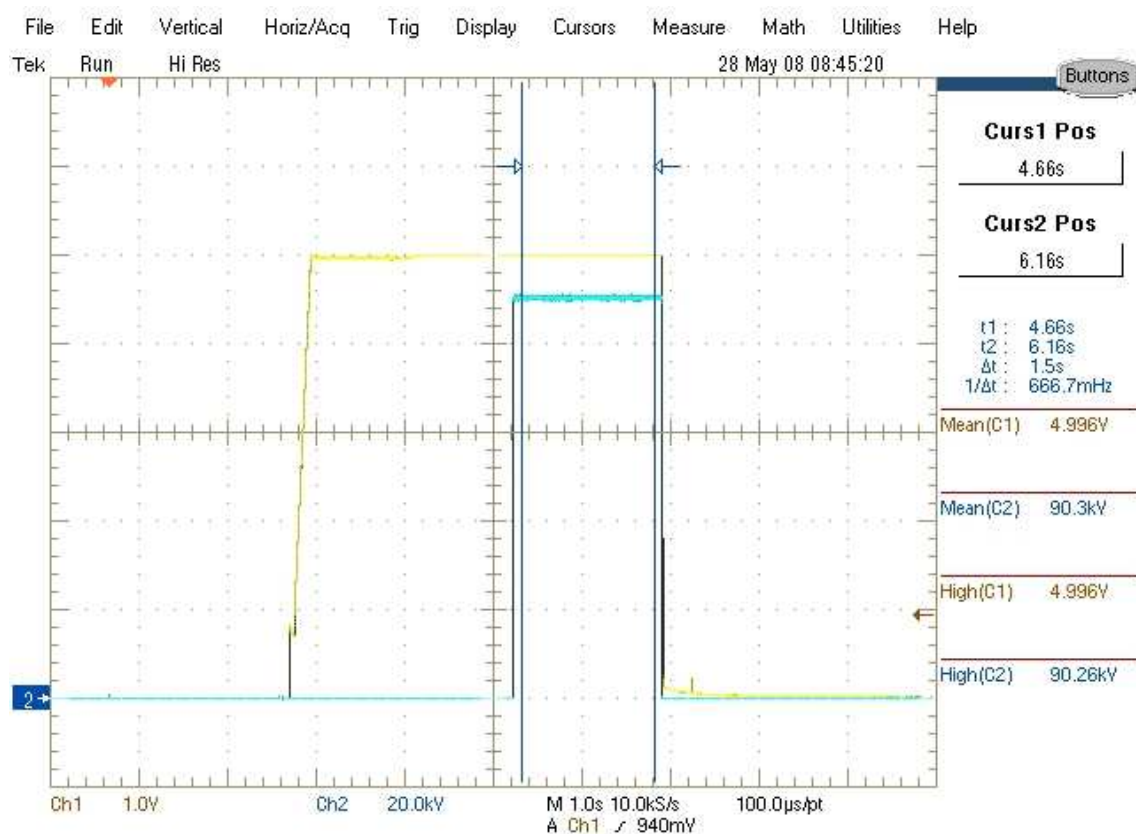


Figura E27: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 90 kv e 8 mA.

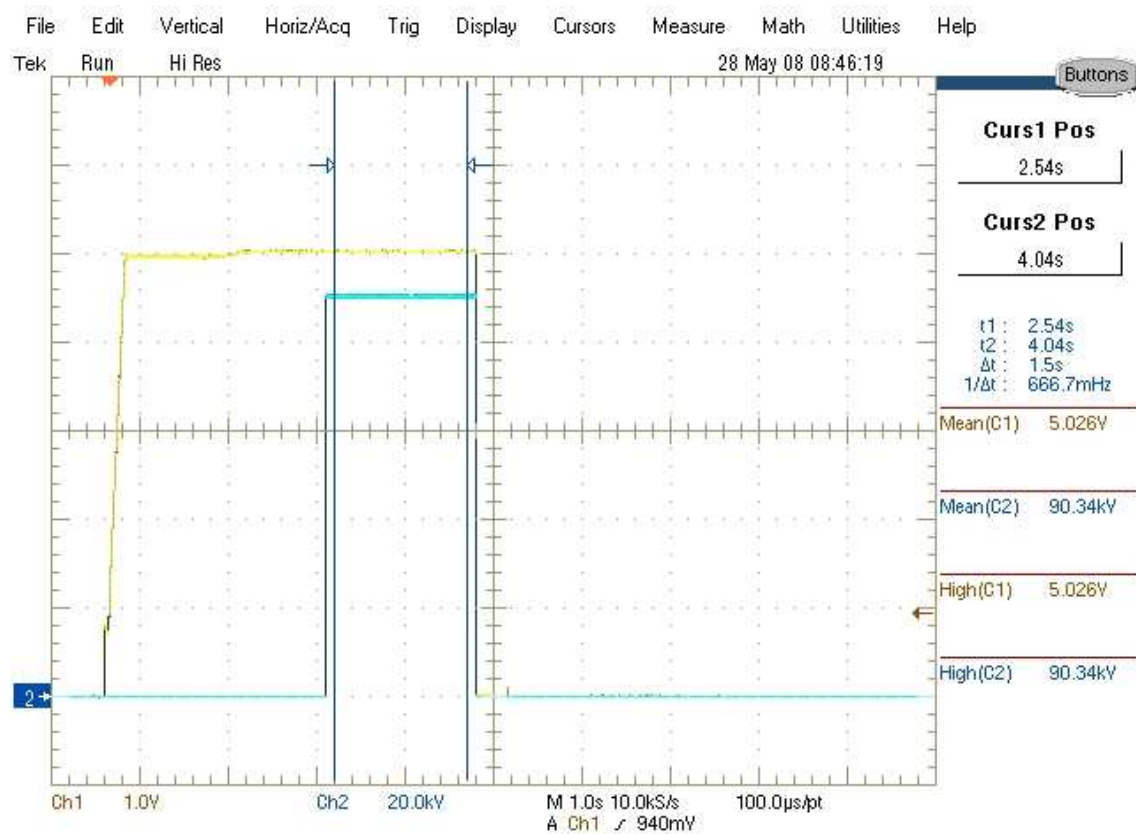


Figura E28: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 90 kv e 16 mA.

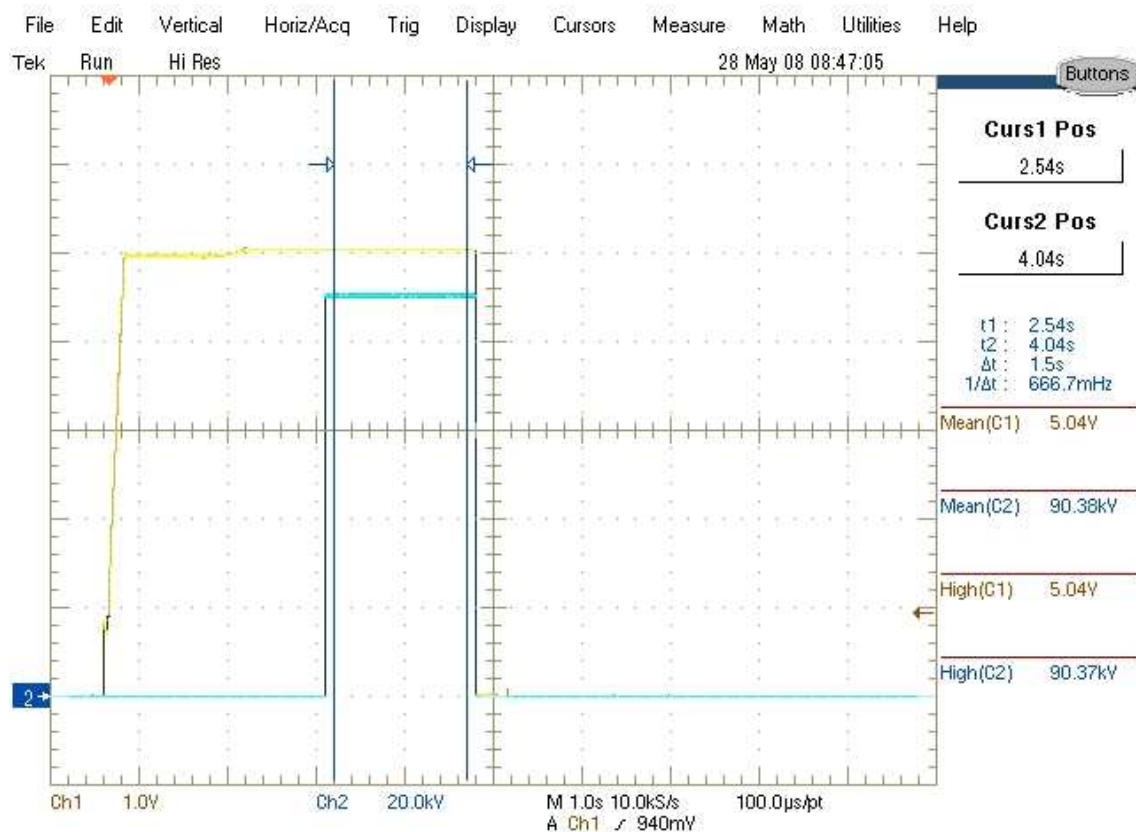


Figura E29: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 90 kv e 20 mA.

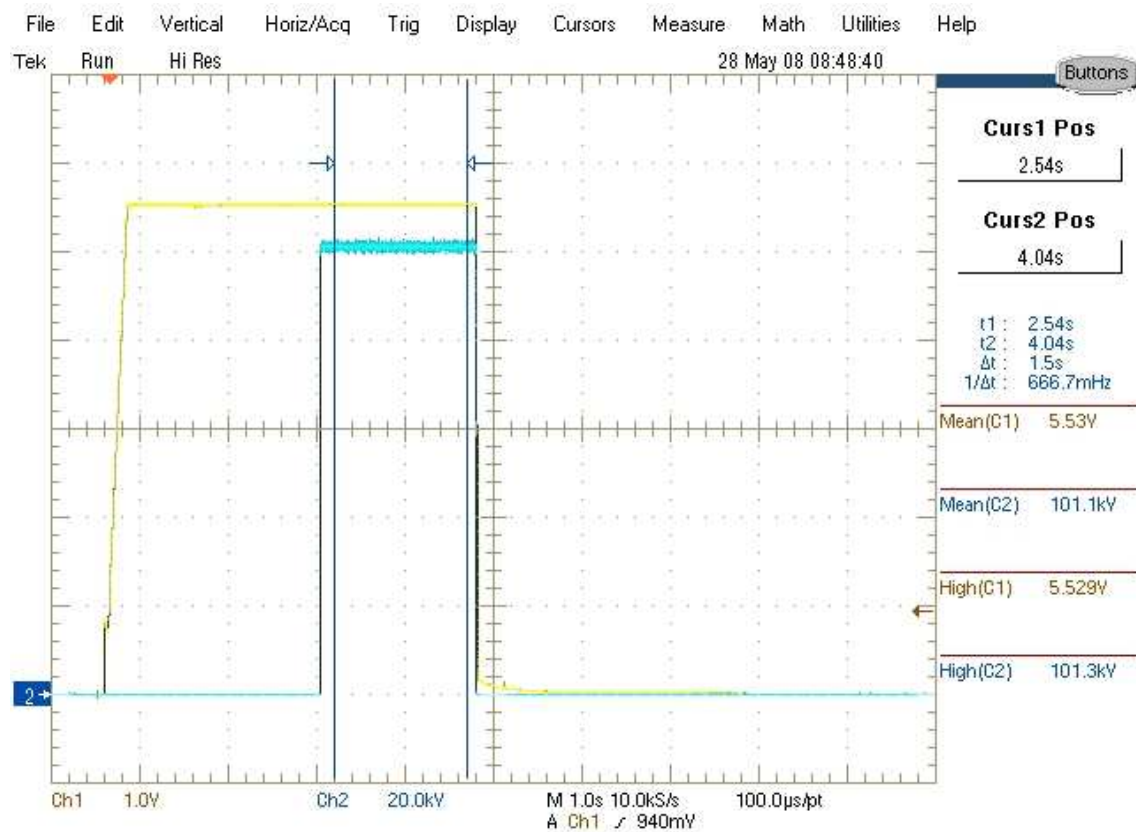


Figura E30: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 100 kv e 2 mA.

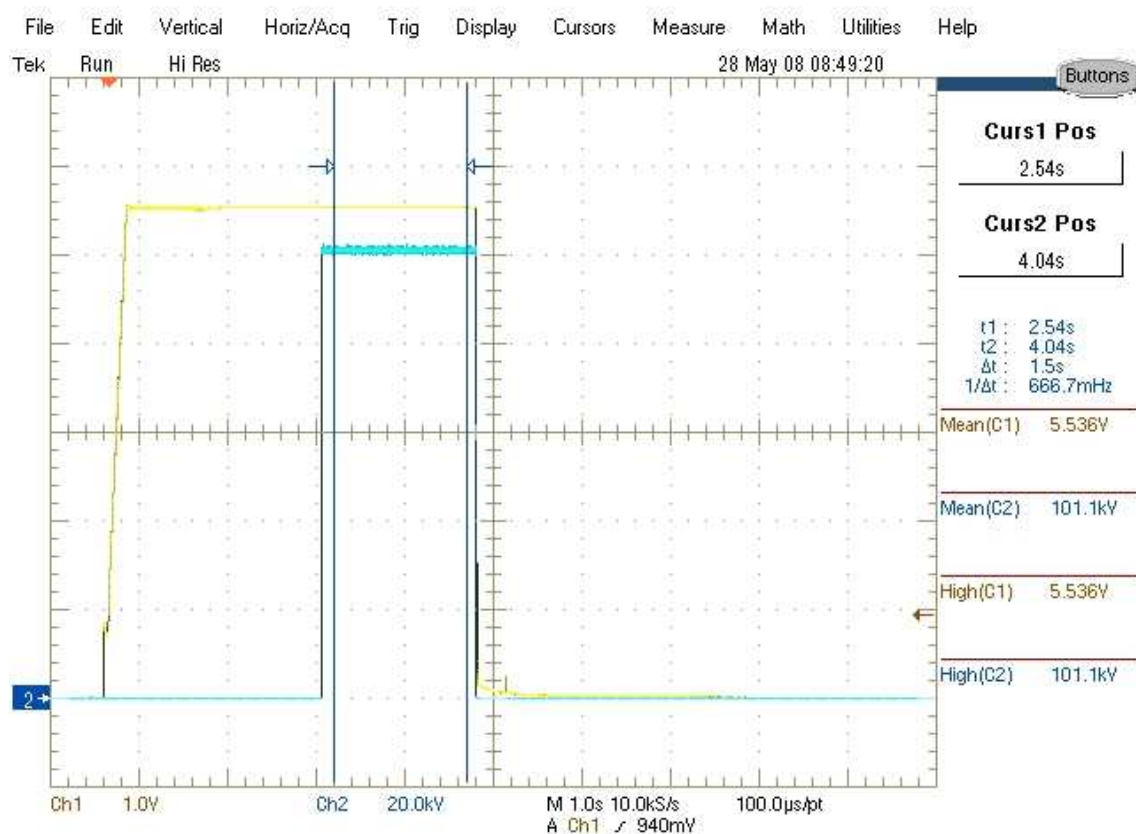


Figura E31: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 100 kv e 4 mA.

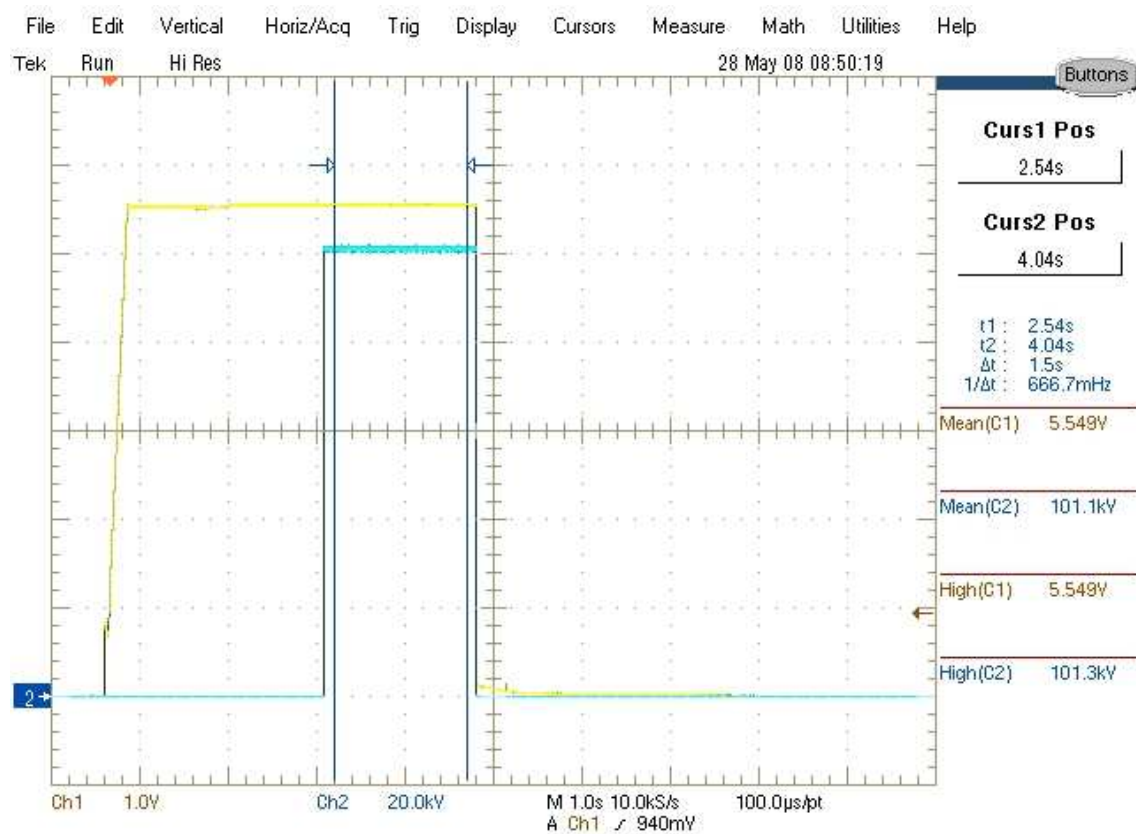


Figura E32: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 100 kv e 8 mA.

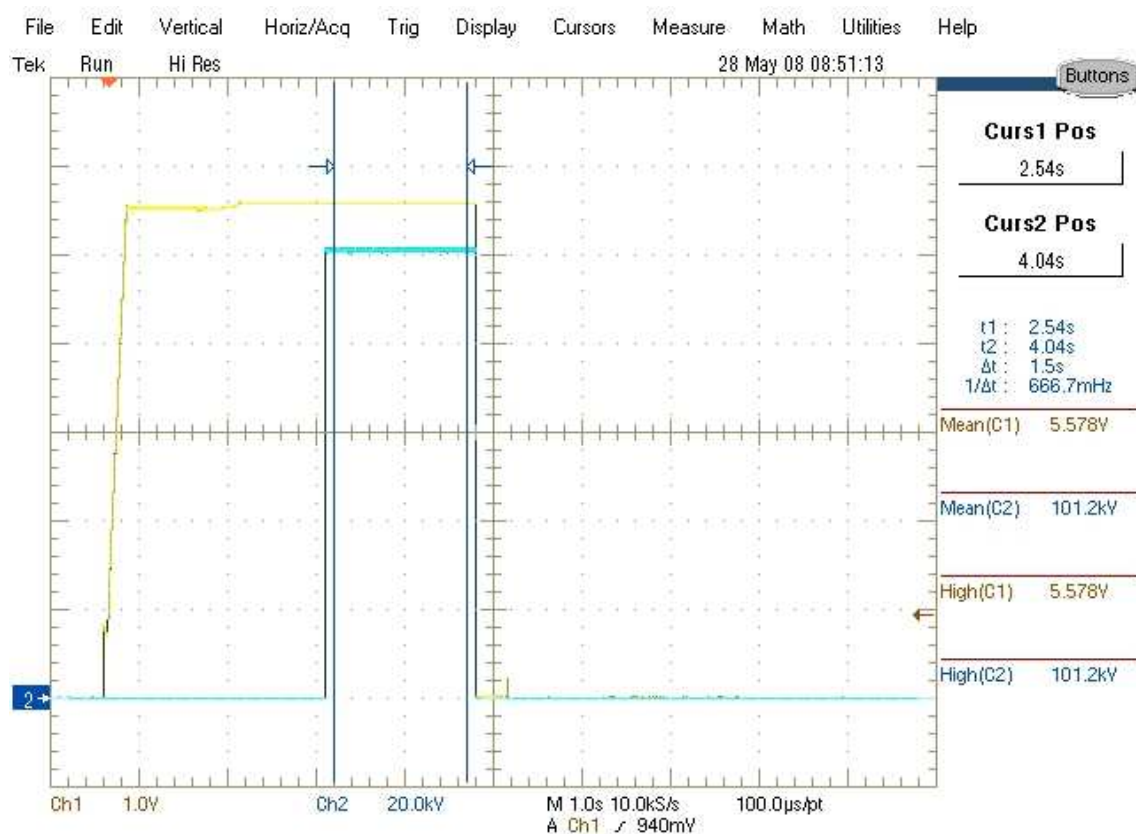


Figura E33: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 100 kv e 16 mA.

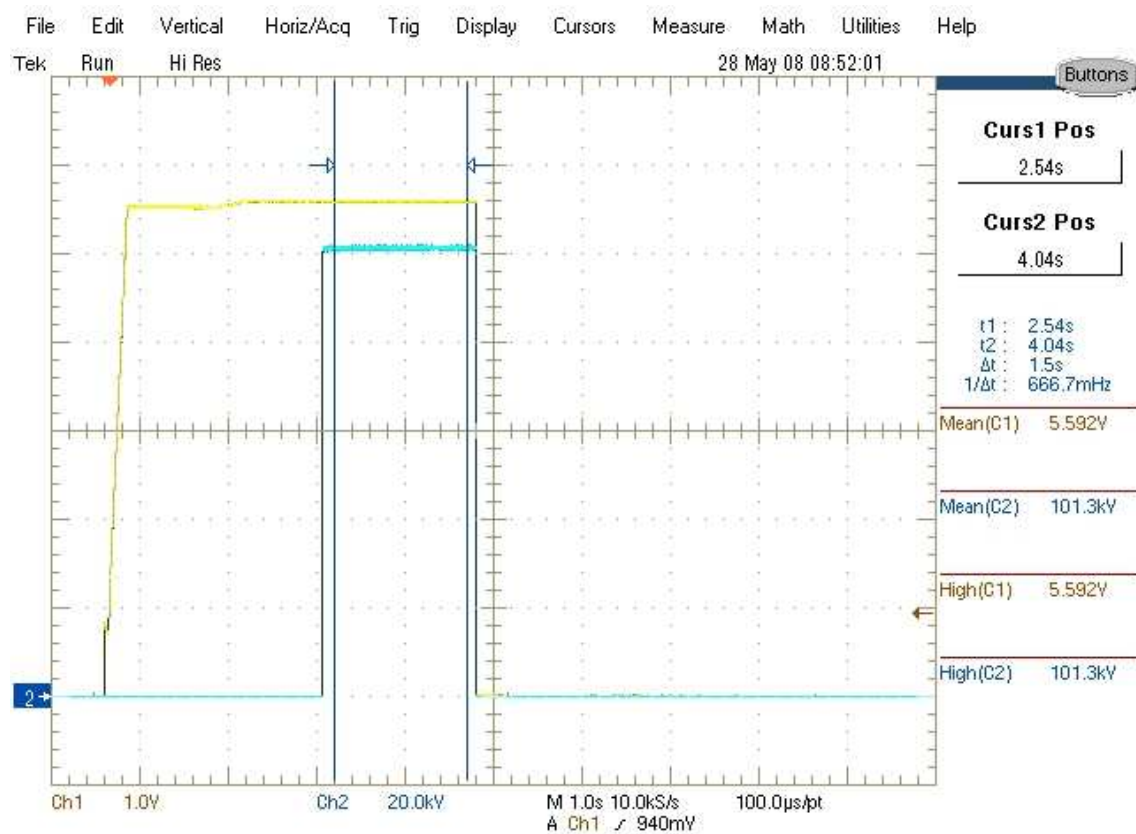


Figura E34: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 100 kv e 20 mA.

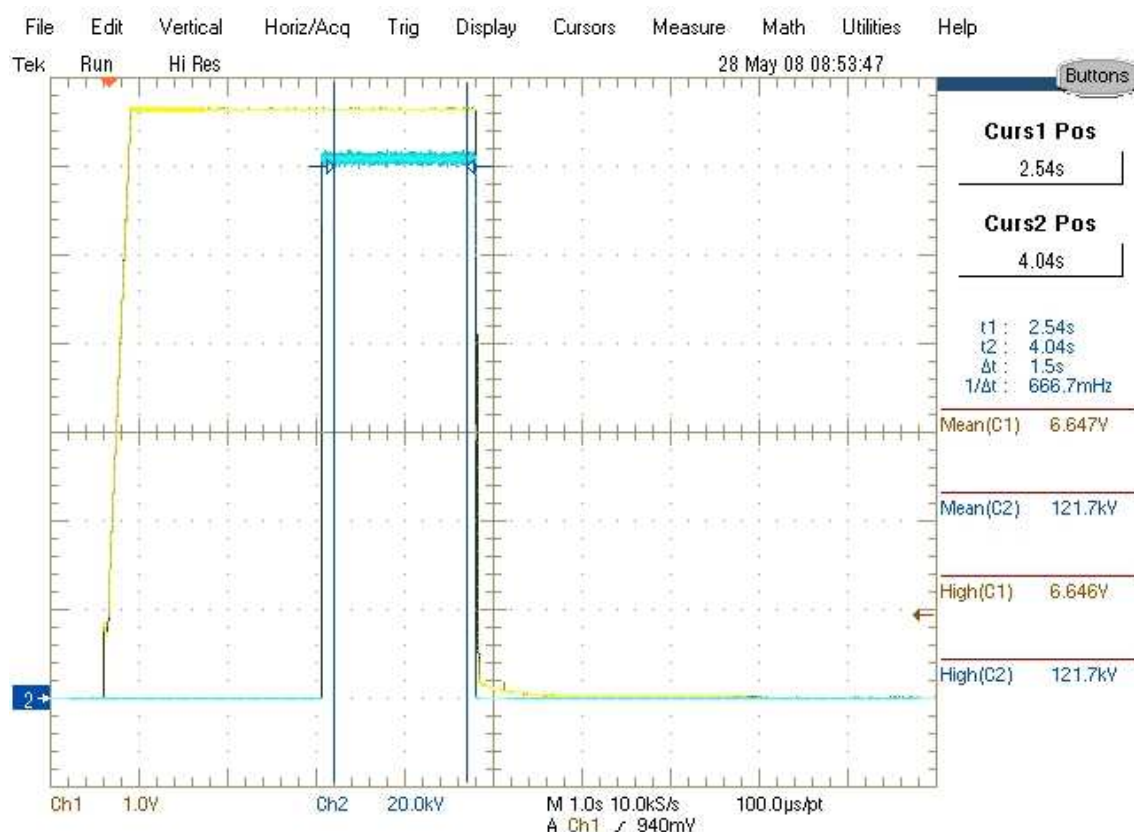


Figura E35: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 120 kv e 2 mA.

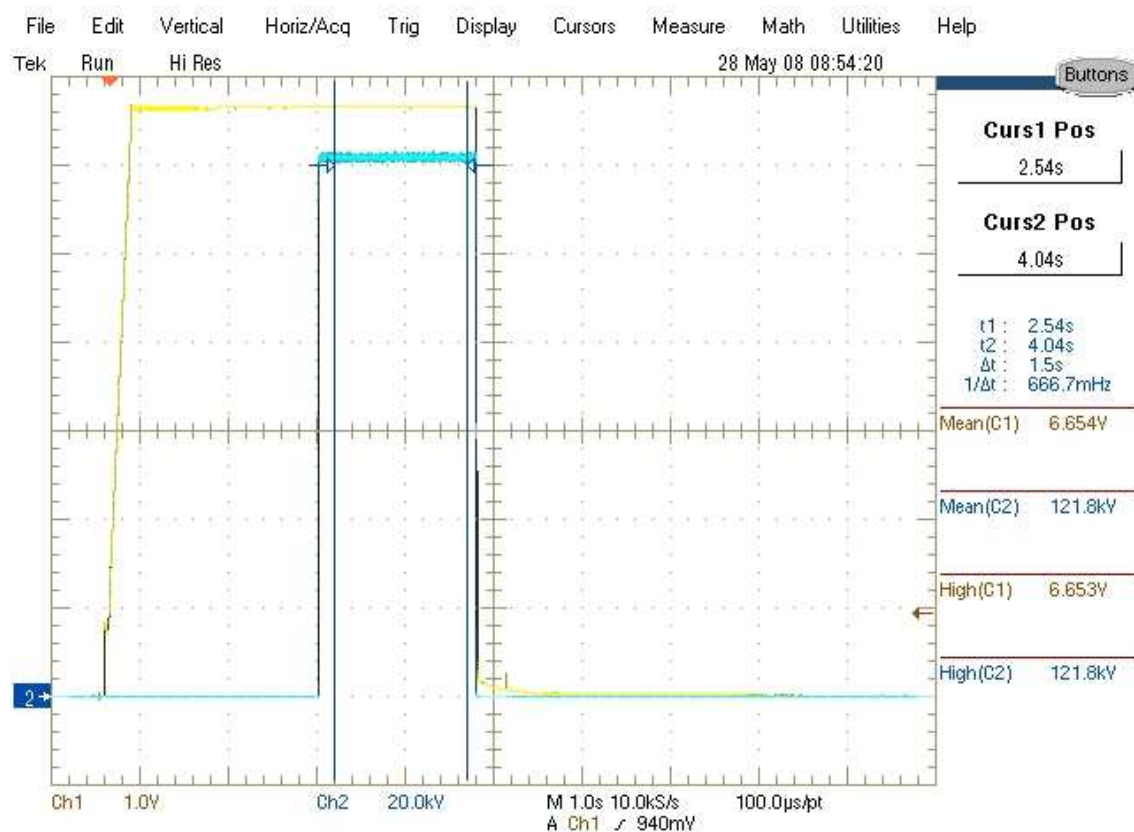


Figura E36: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 120 kv e 4 mA.

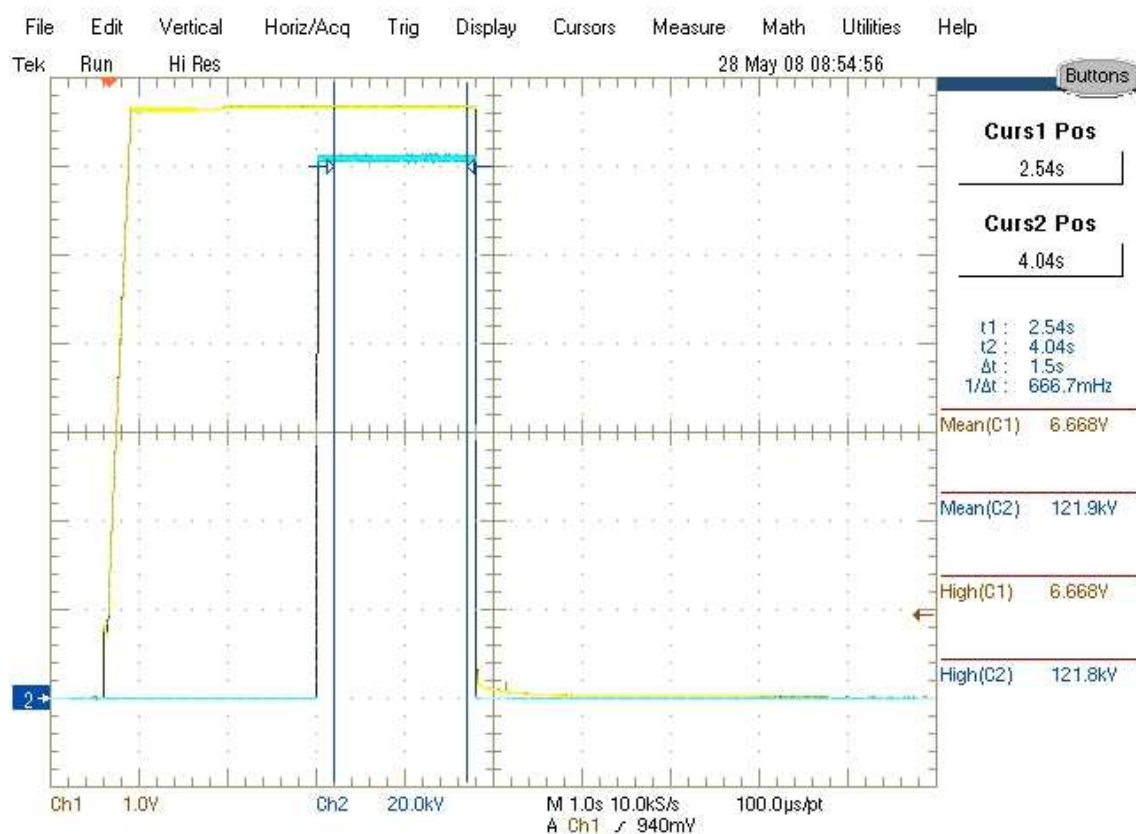


Figura E37: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 120 kv e 8 mA.

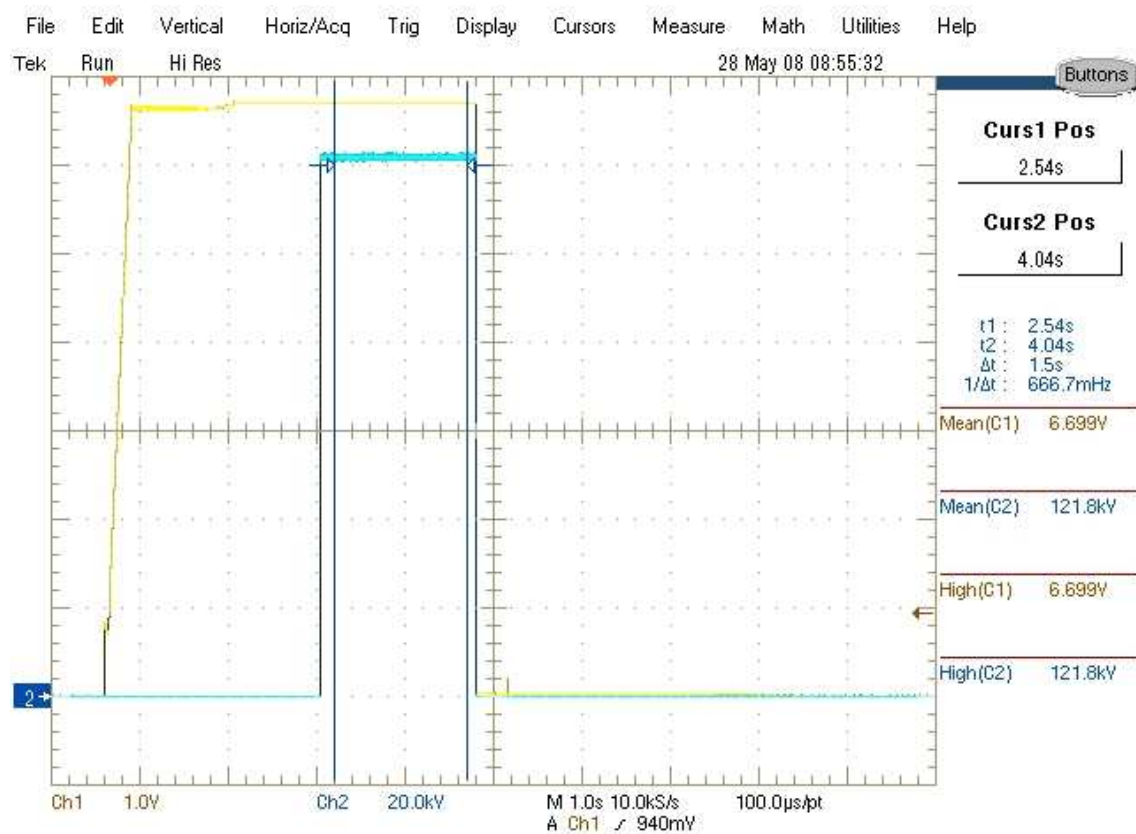


Figura E38: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 120 kv e 16 mA.



Figura E39: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 120 kv e 20 mA.

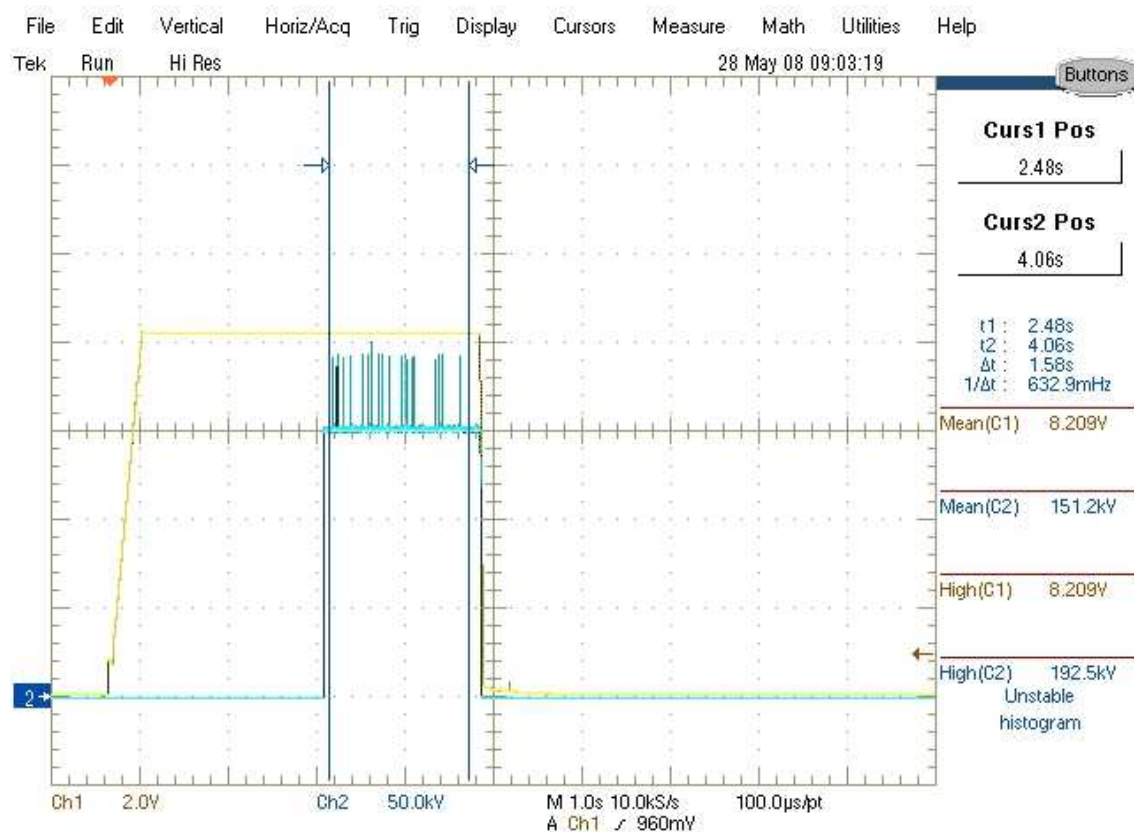


Figura E40: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 148 kv e 2 mA.

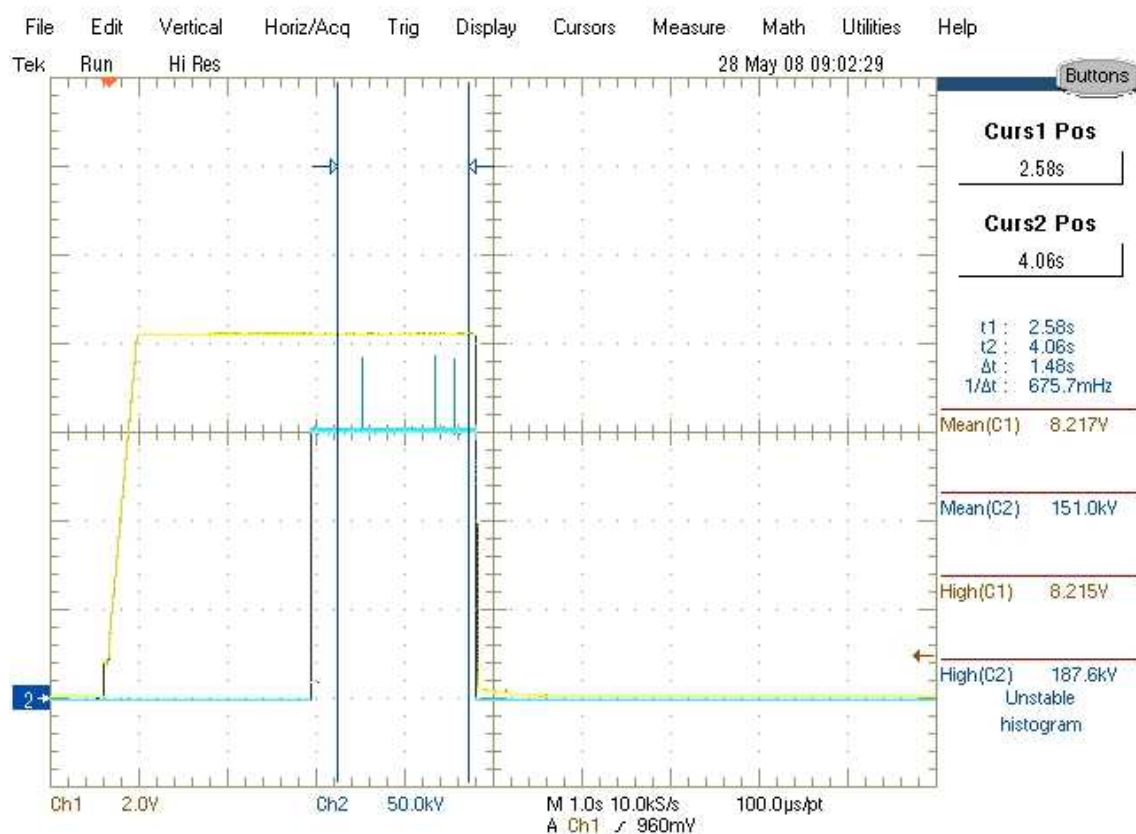


Figura E41: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 148 kv e 4 mA.

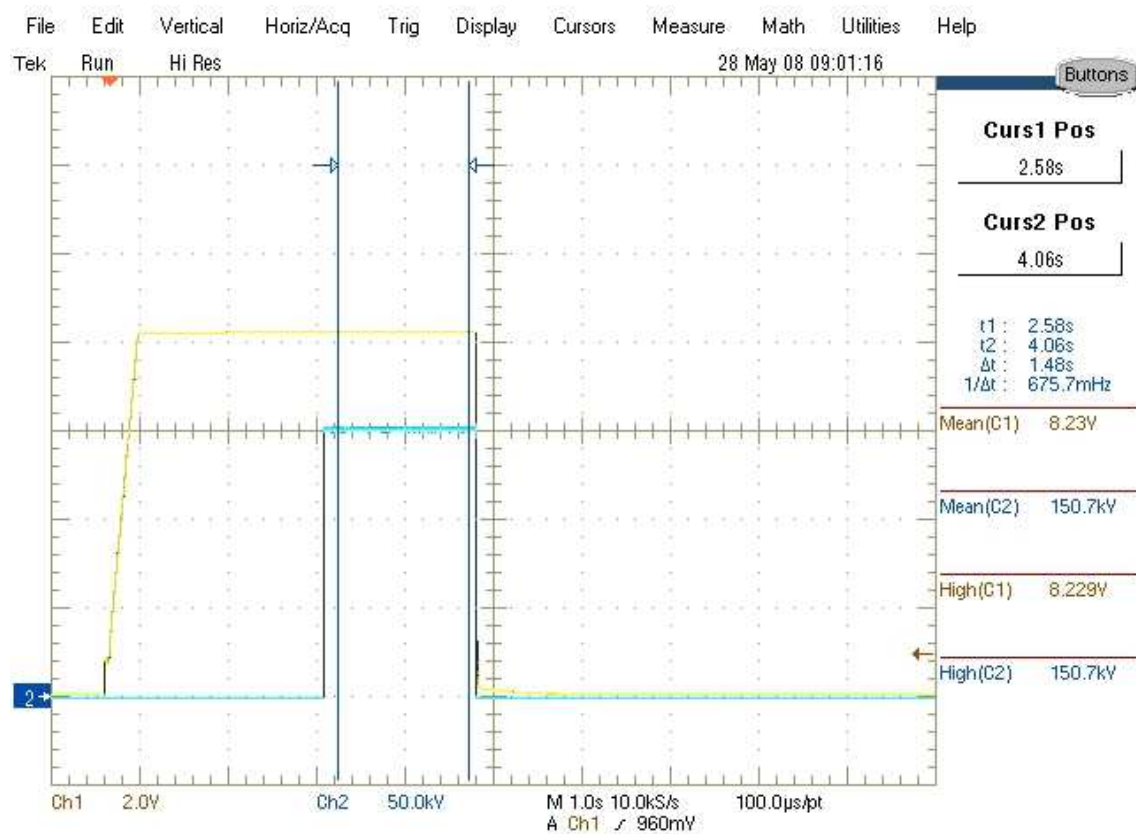


Figura E42: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 148 kv e 8 mA.

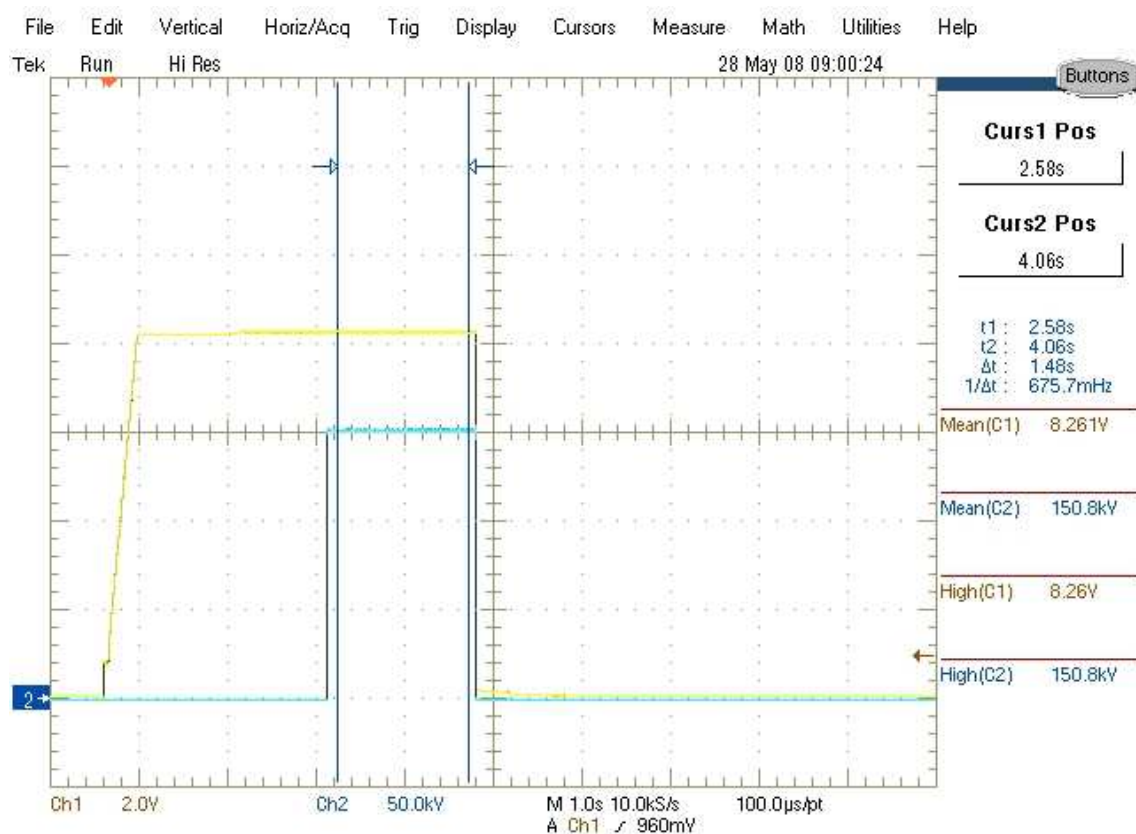


Figura E43: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 148 kv e 16 mA.

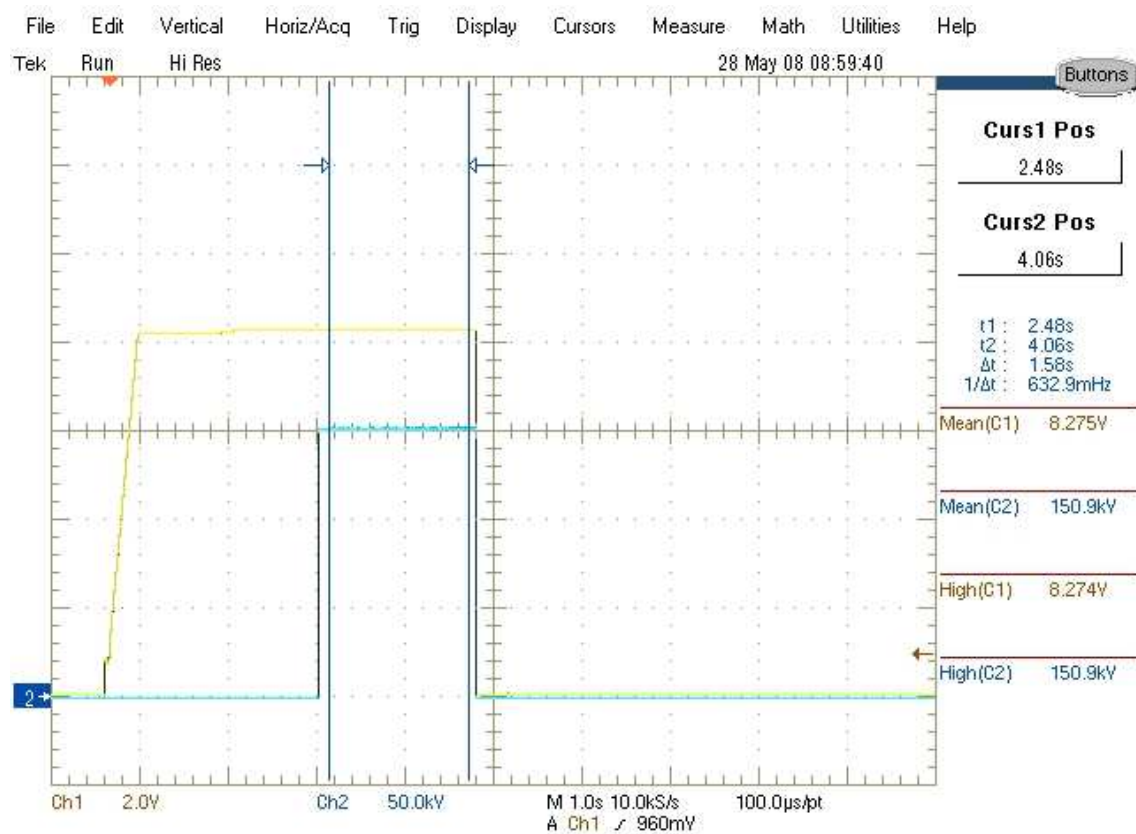


Figura E44: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 148 kv e 20 mA.

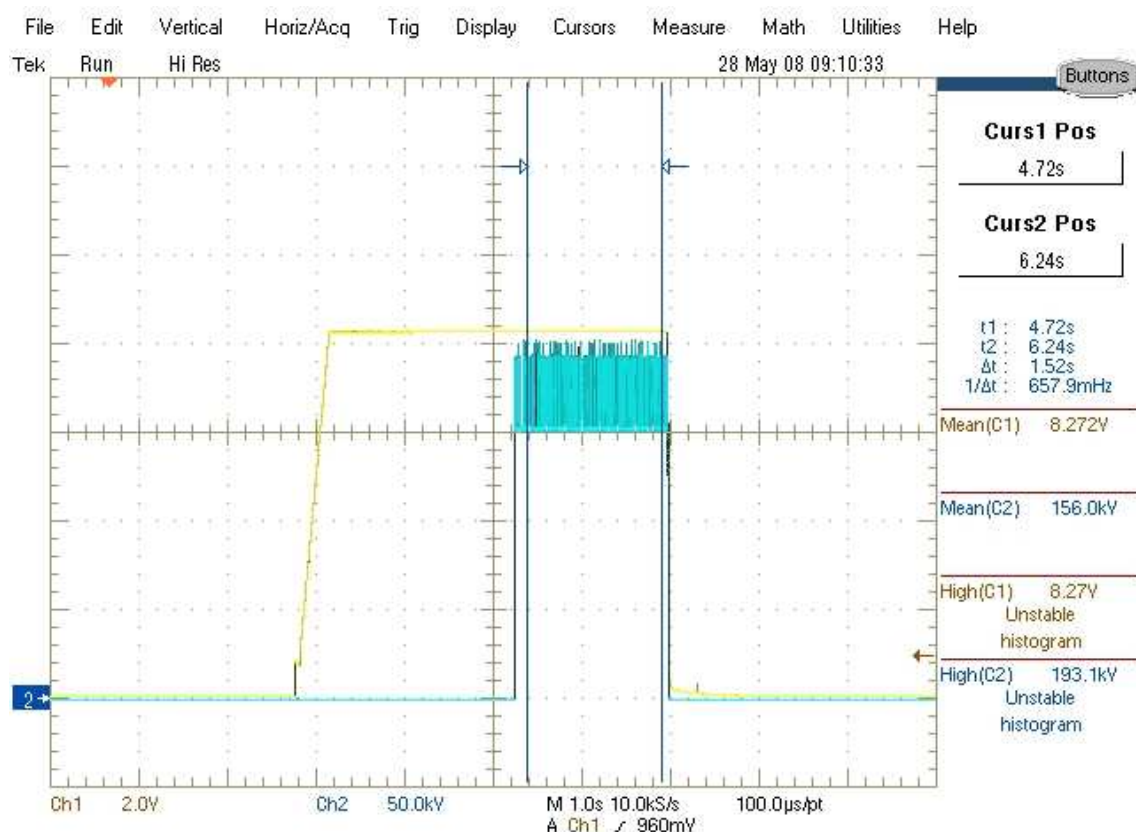


Figura E45: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 149 kv e 2 mA.

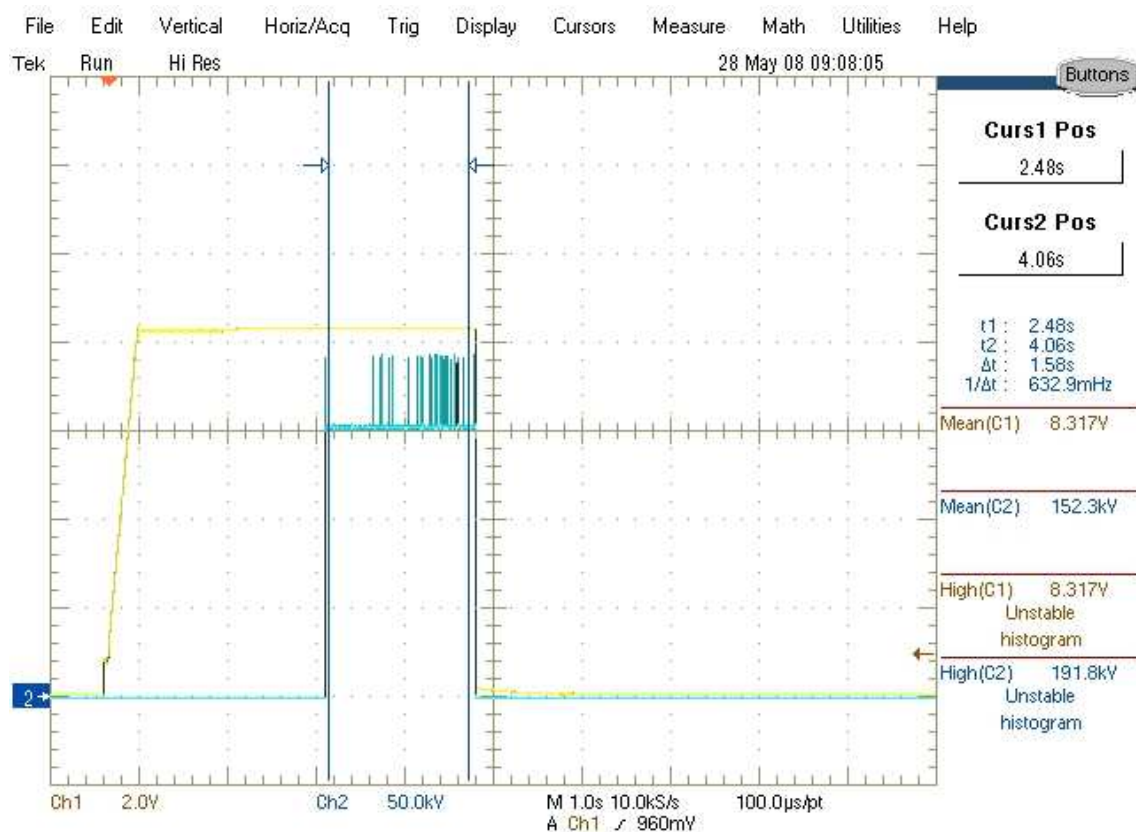


Figura E46: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X e do Diavolt para tensão de 149 kv e 16 mA.

ANEXO F

TRABALHOS PUBLICADOS E SUBMETIDOS PARA PUBLICAÇÃO

TRABALHO PUBLICADO

2007 International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2007
Santos, SP, Brazil, September 29 to October 5, 2007
ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ENERGIA NUCLEAR – ABEN

Proposal of requirements for accreditation of laboratories for calibration of instruments for diagnostic radiology

Manoel M. O. Ramos¹, J. Guilherme P. Peixoto¹, and Ricardo T. Lopes²

¹ Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD / CNEN - RJ)
Av. Salvador Allende s/n
22780-160 Rio de Janeiro, RJ
mmoramos@ird.gov.br
guilherm@ird.gov.br

² Coordenação dos Programas de Pós-graduação de Engenharia
(COPPE / UFRJ)
Centro de Tecnologia Bloco G - Cidade Universitária
21945-970 Rio de Janeiro, RJ
ricardo@lin.ufrj.br

ABSTRACT

The accreditation of a laboratory is a third-party process for the evaluation and recognition of the measurement capability and technical competence of a calibration and testing laboratory. The accreditation is granted with base in the NBR ISO / IEC 17025 standard, General Requirements for the Competence of Calibration and Testing Laboratories, which has a most recent version published by ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas) in September of 2005.

The accreditation process has been accomplished by different accreditation organisations in different countries, and, in Brazil the accreditation body is the National Institute of Metrology, Normalization and Industrial Quality, INMETRO. For the physical quantities that it doesn't accomplish, INMETRO makes use of the knowledge of the designated laboratories to help in the accreditation process. IRD/CNEN holds the designation of the National Laboratory of Ionising Radiation Metrology since 1989.

Due to the different accreditation fields, such as: dimensional, mechanic, thermodynamic, time and frequency and other, it is necessary that the general requirements of the IEC 17025 standard are complemented by specific technical requirements to help in the assessment of a laboratory. As the ionising radiation field is very specific, it also claims for specific requirements.

In this work, requirements will be proposed that will permit to evaluate the performance of calibration laboratories with the new qualities of IEC 61627 for general diagnostic radiology.

SUBMETIDO PARA PUBLICAÇÃO

Revista: Applied Radiation and Isotopes em 19/01/2009

Requirements for accreditation of ionizing radiation calibration laboratories for diagnostic radiology

^{1, 2} Manoel M. O. Ramos*, ¹ J. G. P. Peixoto, ² Ricardo T. Lopes

1Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI)
Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD)
Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN)
Av. Salvador Allende, s/no – Recreio, CEP 22780-160 - Rio de Janeiro, Brazil

2 Laboratório de Instrumentação Nuclear (LIN/PEN/COPPE/UFRJ) - Caixa Postal
68590, CEP 21945-970, Rio de Janeiro, Brazil

Abstract

The accreditation of a laboratory is a third-party process for the evaluation and recognition of the measurement capability and technical competence of a calibration and testing laboratory. The accreditation has been executed by different accreditation organizations in different countries, and is granted based on the ISO/IEC 17025 standard. Some accreditation fields, such as ionizing radiation, claims for specific requirements to help in the assessment of a laboratory. This work describes the proposal of specific requirements for diagnostic radiology calibration laboratories.

Key word: accreditation, diagnostic radiology, calibration laboratory

* Corresponding author: Manoel M. O. Ramos

Tel.: + 55 21 2173 2861; Fax: 55 21 2173 2863

E-mail : mmoramos@ird.gov.br