



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**AVALIAÇÃO DA GRANDEZA TENSÃO DE PICO PRÁTICA EM
EQUIPAMENTOS CLÍNICOS UTILIZADOS EM
RADIODIAGNÓSTICO**

JOÃO DOS SANTOS JUSTO PIRES

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

**Orientadora:
Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens**

**São Paulo
2007**

**AVALIAÇÃO DA GRANDEZA TENSÃO DE PICO PRÁTICA
EM EQUIPAMENTOS CLÍNICOS UTILIZADOS EM
RADIODIAGNÓSTICO.**

João dos Santos Justo Pires



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

Orientadora:
Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens

São Paulo
2007

DEDICATÓRIA

Jo 3:16 - Porque Deus amou ao mundo de tal maneira que deu o seu Filho unigênito, para que todo o que nele crê não pereça, mas tenha a vida eterna.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, pois sem ELE, este trabalho sequer teria iniciado.

A minha orientadora Maria da Penha Albuquerque Potiens, pela orientação, pela amizade, pela paciência e, o mais importante, pela confiança depositada neste trabalho.

Ao meu professor, orientador e amigo Ricardo Andrade Terini, pela eterna dedicação e empenho a este trabalho.

Ao IEE por todo apoio e disponibilização de material e instrumentação para a realização deste trabalho.

Ao IPEN por todo apoio e disponibilização de tempo e material para a realização deste trabalho.

Ao amigo Marcio Bottaro, pelas conversas e dicas com relação à propagação de incertezas.

Ao grande amigo Vlamir Viana, por todo apoio dado para a realização deste trabalho, como chefe do Laboratório STEEE.

Ao meu professor, amigo e diretor Paulo Roberto Costa, pelo incentivo e apoio dado como o responsável pelo laboratório do IEE.

Ao amigo Heber Videira, por toda a ajuda na realização deste trabalho (em especial no cálculo da grandeza tensão equivalente em contraste).

Ao amigo Marco Aurélio Guedes Pereira, pelo apoio e ajuda na coleta de formas de onda provenientes do mamógrafo e do potencial constante do IEE.

Ao amigo Edson Barbosa, pela ajuda na coleta de dados e alinhamento de todos os sistemas utilizados neste trabalho.

Aos meus grandes amigos do IEE, Marcelo Medeiros (O Pastel), Gil, Everaldo, Ricardo (O Bonitão), Ricardo (O Bahia), David (O Cooperfield), pelo apoio e incentivo na realização deste trabalho.

Ao meu grande amigo e líder Pr. Marco Aurélio da Cunha pelo infinito amor e eterno incentivo em todos os momentos de minha vida.

Ao meu amigo Leonardo Severo, por todo apoio e oração na realização deste trabalho.

Aos meus irmãos Antonio, Livia e Rafael, por todo amor e oração durante a realização deste trabalho.

Aos meus amados Pais João Martinho e Nicéia Penha, pela dedicação eterna pela minha vida e por todo amor disponibilizados durante os últimos 29 anos.

A família Miguel (Sidney, Marta, Luiz e Marília), por todo apoio nos momentos mais importantes de minha vida.

A minha esposa, Itacy Pires, por todo incentivo, por todo apoio, por todo amor, por todos os beijos, por todas as noites em claro, por todos os sorrisos, por todas as lágrimas, por todos os telefonemas de incentivo e por todo carinho (Rt 1:16-17 "Não me instes para que te abandone, e deixe-me seguir-te, porque aonde quer que tu fores irei eu, e onde quer que pousares, ali pousarei eu; teu povo é meu povo, teu Deus é o meu Deus; Onde quer que morreres morrerei eu. Faça-me assim o Senhor, e outro tanto, que outra coisa que não seja a morte me separar de ti." Te amo Ita!!!)

AVALIAÇÃO DA GRANDEZA TENSÃO DE PICO PRÁTICA EM EQUIPAMENTOS CLÍNICOS UTILIZADOS EM RADIODIAGNÓSTICO.

JOÃO DOS SANTOS JUSTO PIRES

RESUMO

O objetivo do presente trabalho é realizar um estudo do cálculo da grandeza Tensão de Pico Prática (PPV), a partir da forma de onda de tensão e do contraste de kerma para dois tipos de geradores de forma de onda: um equipamento clínico monofásico retificado em onda completa, um equipamento clínico trifásico de seis pulsos. O PPV, a partir da forma de onda, também será estabelecido para um equipamento mamográfico.

O desenvolvimento deste trabalho envolve objetivos intermediários que indicam a qualidade dos métodos desenvolvidos para os cálculos do PPV. Um destes objetivos é a comparação do PPV medido invasivamente (utilizando um divisor de tensão) com a resposta de um medidor não invasivo de PPV. Outro objetivo intermediário é a comparação do PPV com a Tensão Equivalente em Contraste (grandeza não invasiva a partir da qual o PPV foi definido). Este trabalho também contempla a variação do PPV com as grandezas de influência na forma de onda como a ondulação percentual ("ripple") e taxa de amostragem. Os resultados demonstraram que a grandeza PPV pode ser determinada invasivamente de modo confiável. Entretanto, a principal grandeza de influência é a ondulação percentual da forma de onda de tensão, afetando a determinação não-invasiva do PPV. Este fato sugere que os fabricantes de medidores não-invasivos devem re-avaliar o cálculo da grandeza PPV em seus instrumentos.

EVALUATION OF THE PRACTICAL PEAK VOLTAGE QUANTITY FOR CLINICAL EQUIPMENTS IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY

JOÃO DOS SANTOS JUSTO PIRES

ABSTRACT

The objective of this work is to evaluate the calculation of the Practical Peak Voltage (PPV) from the voltage waveform and the kerma contrast for two kinds of X-ray equipments: a single phase clinical equipment, a three phase clinical equipment. The PPV from a mammography system voltage waveform will also be established.

The development of this work involves intermediate objectives that indicate the quality of the used methods to calculate the PPV. One of these intermediate objectives is the comparison between the invasive calculations of PPV (using a voltage divider) with the response of kVp meter that calculate the PPV. Another intermediate objective is to compare the PPV with the Contrast Equivalent Voltage (the original non-invasive PPV definition). The variation of the PPV with quantities that influence in the voltage waveform like ripple and sample rate will also be contemplated in this work. The results showed that the PPV quantity could be invasive determined trustworthy. Therefore, the ripple quantity is the mainly influence to determinate the PPV that affecting the non-invasive determination. This fact suggest that the non-invasive instruments manufacturers must re-evaluate the calculation of the PPV quantity in their instruments.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	1
2	OBJETIVO.....	3
3	FUNDAMENTOS.....	4
3.1	PRODUÇÃO DE RAIOS X.....	4
3.1.1	<i>Raios X característicos</i>	6
3.1.2	<i>Tubos de raios X</i>	7
3.1.2.1	Catodo.....	7
3.1.2.2	Anodo.....	8
3.1.3	<i>Geradores de alta tensão de raios X</i>	8
3.1.3.1	Geradores monofásicos.....	8
3.1.3.2	Geradores trifásicos.....	10
3.1.3.3	Geradores de tensão constante e alta frequência.....	11
3.1.4	<i>Parâmetros de Influência na Produção de Raios X</i>	11
3.2	EFEITOS DA TENSÃO DO TUBO DE RAIOS X NA QUALIDADE DA IMAGEM E NA DOSE NO PACIENTE ..	12
3.2.1	<i>Densidade ótica e Contraste de uma Imagem</i>	12
3.2.2	<i>Kerma e Dose Absorvida</i>	13
3.2.3	<i>Efeitos da tensão do tubo de raios X na imagem e na dose</i>	14
3.3	MÉTODOS DE MEDIDA DA TENSÃO DO TUBO DE RAIOS X.....	15
3.3.1	<i>Divisor de alta tensão</i>	15
3.3.2	<i>Medição do kVp através do "end point" do espectro do feixe</i>	16
3.3.3	<i>Penetrâmetro</i>	17
3.3.4	<i>Penetrâmetros eletrônicos ou medidores de kVp</i>	18
3.3.4.1	Calibração de medidores de kVp.....	21
3.4	DEFINIÇÕES DE TENSÃO APLICADA AO TUBO DE RAIOS X.....	22
3.4.1	<i>Tensão de pico absoluto</i>	22
3.4.2	<i>Tensão de pico do ciclo máximo</i>	22
3.4.3	<i>Tensão do e-nésimo pico</i>	23
3.4.4	<i>Tensão de pico média</i>	23
3.4.5	<i>Tensão média</i>	23
3.4.6	<i>Tensão constante</i>	23
3.4.7	<i>Tensão clínico efetiva</i>	24
3.4.8	<i>Tensão equivalente em contraste</i>	24
3.4.9	<i>Tensão de pico prática</i>	25
3.5	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA SOBRE A TENSÃO DE PICO PRÁTICA.....	27
3.5.1	<i>Determinação Experimental da Tensão de Pico Prática</i>	27
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	31
4.1	INSTALAÇÕES.....	31
4.2	MATERIAIS UTILIZADOS.....	31
4.2.1	<i>Equipamentos de raios X</i>	31
4.2.2	<i>Sistema de aquisição de dados</i>	33
4.2.3	<i>Conjunto dosimétrico</i>	36
4.2.4	<i>Simulador de tecido humano</i>	37
4.2.5	<i>Filtros de alumínio</i>	37
4.2.6	<i>Medidor invasivo de mAs</i>	37
4.2.7	<i>Medidores não-invasivos de tensão de aceleração (kVp)</i>	38
4.2.8	<i>Programas utilizados para aquisição e análise de dados</i>	39
4.3	MÉTODOS.....	40
4.3.1	<i>Programa para cálculo das grandezas associadas à forma de onda de tensão do tubo de raios X</i>	40
4.3.2	<i>Comparação entre tensão de pico prática (PPV) e a tensão equivalente em contraste (CEV)</i> 41	
4.3.2.1	Medição da tensão equivalente em contraste.....	42

4.3.2.2	Incertezas associadas ao cálculo do CEV.....	45
4.3.3	<i>Medida da tensão de pico prática e de outros parâmetros operacionais associados ao tubo de raios X de forma invasiva</i>	47
4.3.3.1	Incertezas associadas ao cálculo do PPV.....	47
4.3.4	<i>Comportamento da tensão de pico prática em relação a outras definições de tensão de aceleração aplicadas em tubos de raios X</i>	49
4.3.5	<i>Influência da ondulação percentual da forma de onda no cálculo invasivo e não invasivo da tensão de pico prática</i>	50
4.3.6	<i>Influência da taxa de amostragem da forma de onda no cálculo da tensão de pico prática</i>	51
4.3.6.1	Influência da taxa de amostragem na comparação entre o cálculo invasivo e não invasivo da tensão de pico prática.....	52
4.3.6.2	Varição da tensão de pico prática com a taxa de amostragem para um mamógrafo de alta frequência.....	52
4.3.6.3	Varição da tensão de pico prática com a taxa de amostragem para uma forma de onda simulada de um equipamento trifásico.....	53
4.3.6.4	Varição da tensão de pico prática com a taxa de amostragem para a forma de onda simulada um equipamento monofásico.....	53
6	RESULTADOS E DISCUSSÃO	55
5.1	COMPARAÇÃO ENTRE TENSÃO EQUIVALENTE EM CONTRASTE (CEV) E TENSÃO DE PICO PRÁTICA (PPV).....	55
5.1.1	<i>Equipamento monofásico</i>	55
5.1.2	<i>Equipamento trifásico</i>	57
5.1.3	<i>Equipamento de potencial constante não clínico</i>	58
5.2	COMPORTAMENTO DA TENSÃO DE PICO PRÁTICA EM RELAÇÃO A OUTRAS DEFINIÇÕES DA TENSÃO APLICADA EM TUBOS DE RAIOS X.....	61
5.3	INFLUÊNCIA DA ONDULAÇÃO PERCENTUAL DA FORMA DE ONDA DE TENSÃO APLICADA AO TUBO DE RAIOS X NA TENSÃO DE PICO PRÁTICA (PPV), EM MEDIÇÕES INVASIVAS E NÃO INVASIVAS.....	65
5.4	INFLUÊNCIA DA TAXA DE AMOSTRAGEM DA FORMA DE ONDA NO CÁLCULO INVASIVO E NÃO INVASIVO DA TENSÃO DE PICO PRÁTICA.....	72
5.5	VARIAÇÃO DA TENSÃO DE PICO PRÁTICA COM A TAXA DE AMOSTRAGEM DA FORMA DE ONDA DE TENSÃO DO TUBO DE RAIOS X.....	73
5.5.1	<i>Varição da tensão de pico prática com a taxa de amostragem para um mamógrafo com gerador de alta frequência</i>	73
5.5.2	<i>Varição da tensão de pico prática com a taxa de amostragem da forma de onda para um equipamento trifásico</i>	75
5.5.3	<i>Varição da tensão de pico prática com a taxa de amostragem da forma de onda para um equipamento monofásico</i>	78
6	CONCLUSÕES	81

1 INTRODUÇÃO

O controle de qualidade em departamentos de diagnóstico por imagem é uma exigência, no Brasil, da Portaria Federal 453^[1] do Ministério da Saúde, que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, e a utilização de medidores não-invasivos de tensão de aceleração de pico (kVp), é essencial para os testes de exatidão e reprodutibilidade. Dessa forma, tem-se a necessidade de realizar uma calibração periódica nestes medidores a fim de que os mesmos forneçam uma resposta condizente com o valor real da medida.

No Brasil^[2,3,4], e em outros países^[5,6], alguns estudos tem sido realizados com o objetivo de se desenvolver um método para determinar a tensão de pico aplicada em tubos de raios X, entretanto, não há um acordo entre os fabricantes, físicos, engenheiros e pessoal de serviço em geral, de qual definição para kVp é a mais apropriada para se utilizar como referência. Segundo Ranallo^[7], as definições existentes são, entre outras possíveis: Tensão de Pico Absoluto (kVp_{abs}), Tensão de Pico do Ciclo Máximo (kVp_{ciclo}), Tensão do e-nésimo Pico ($kVp_{e-nésimo}$), Tensão de Pico Média ($kVp_{méd}$), Tensão Média ($kV_{méd}$), Tensão Constante (kV_{cp}) e Tensão Clínico Efetiva (kV_{ce}).

Este fato motivou Kramer e outros a introduzir uma nova grandeza, a Tensão de Pico Prática (PPV-Practical Peak Voltage)^[8], que é uma grandeza calculada a partir da forma de onda de tensão do tubo de raios X. Entretanto, o PPV é derivado de outra grandeza, a Tensão Equivalente em Contraste (CEV), que relaciona a tensão gerada por um equipamento de potencial constante com o contraste de kerma.

Hoje, existem quatro fabricantes (Gammex, Radcal, RTI e PTW) de medidores não-invasivos de kVp que adotaram como uma das grandezas padrão medidas por seus instrumentos o PPV e, além disso, a norma IEC 61676^[9], que especifica os requisitos para a avaliação de desempenho de medidores não invasivos de tensão de aceleração de tubos de raios X, indica, como grandeza padrão, o PPV. Adicionalmente, a norma IEC 61267^[10], que determina as

condições para estabelecimento dos feixes padrões de radiação para serem utilizadas por laboratórios de calibração de instrumentos medidores de radiação, também indica que a grandeza PPV seja estabelecida. Além disso, outros artigos^[6,11,12] e estudos^[13,14] pelo mundo já utilizam, em seus cálculos, a medida do PPV. Desse modo, o presente trabalho foi motivado pela proposta de estudar cuidadosamente a determinação da grandeza Tensão de Pico Prática, na faixa de radiodiagnóstico. Este cálculo será realizado de dois modos diferentes: (1) invasivamente, a partir da forma de onda de tensão do tubo de raios X e (2) não invasivamente, a partir do contraste de kerma.

Em um trabalho publicado por Baorong et al^[15] foram comparados os resultados obtidos para o PPV calculado invasivamente e não invasivamente, entretanto, esta comparação não é realizada utilizando equipamentos clínicos convencionais. Dessa forma, pretende-se, neste trabalho, realizar uma nova comparação para dois geradores clínicos (um gerador monofásico retificado em onda completa, um trifásico de seis pulsos) e um gerador de potencial constante industrial.

Devido ao fato da grandeza PPV depender da forma de onda de tensão do tubo de raios X, este trabalho irá verificar a variação do PPV em função de grandezas associadas a forma de onda como, por exemplo, a ondulação percentual e a taxa de amostragem.

condições para estabelecimento dos feixes padrões de radiação para serem utilizadas por laboratórios de calibração de instrumentos medidores de radiação, também indica que a grandeza PPV seja estabelecida. Além disso, outros artigos^[6,11,12] e estudos^[13,14] pelo mundo já utilizam, em seus cálculos, a medida do PPV. Desse modo, o presente trabalho foi motivado pela proposta de estudar cuidadosamente a determinação da grandeza Tensão de Pico Prática, na faixa de radiodiagnóstico. Este cálculo será realizado de dois modos diferentes: (1) invasivamente, a partir da forma de onda de tensão do tubo de raios X e (2) não invasivamente, a partir do contraste de kerma.

Em um trabalho publicado por Baorong et al^[15] foram comparados os resultados obtidos para o PPV calculado invasivamente e não invasivamente, entretanto, esta comparação não é realizada utilizando equipamentos clínicos convencionais. Dessa forma, pretende-se, neste trabalho, realizar uma nova comparação para dois geradores clínicos (um gerador monofásico retificado em onda completa, um trifásico de seis pulsos) e um gerador de potencial constante industrial.

Devido ao fato da grandeza PPV depender da forma de onda de tensão do tubo de raios X, este trabalho irá verificar a variação do PPV em função de grandezas associadas a forma de onda como, por exemplo, a ondulação percentual e a taxa de amostragem.

2 OBJETIVO

O principal objetivo deste trabalho é realizar uma avaliação do cálculo da grandeza Tensão de Pico Prática, na faixa de radiodiagnóstico (20 a 150kV), a partir da forma de onda de tensão e do contraste para três tipos de geradores de forma de onda (um gerador monofásico retificado em onda completa, um trifásico de seis pulsos e um mamógrafo) pertencentes ao Instituto de Eletrotécnica e Energia – USP. O desenvolvimento deste trabalho envolve não apenas a determinação da grandeza tensão de pico prática, como também a avaliação do comportamento da mesma em função de grandezas que poderiam influenciar em seu cálculo, como a taxa de amostragem e a ondulação percentual da forma de onda de tensão do tubo de raios X.

3 FUNDAMENTOS

3.1 Produção de raios X

Quando uma tensão elétrica muito alta (quilovolts ou milhares de volts) é aplicada entre dois eletrodos (cátodo e o ânodo de um tubo a vácuo), elétrons liberados pelo cátodo são atraídos, acelerados e acabam colidindo com o material do anodo. Ao penetrar neste material, os elétrons passam a sofrer uma série de interações. Nessas interações, os elétrons perdem energia em ionizações gerando, na maior parte das vezes, calor, porém, uma pequena parte destes elétrons (cerca de 1 a 2%), acaba interagindo com o campo elétrico de núcleos de número atômico elevado e mudam de direção. Essa mudança de direção gera uma perda de energia cinética do elétron e a diferença de energia é emitida sob forma de ondas eletromagnéticas denominadas Raios X^[16]. Este fenômeno é conhecido como *Bremsstrahlung*. Em algumas colisões mais raras, pode ocorrer o completo freamento do elétron, dando origem a um fóton de energia $h\nu$ igual à energia inicial do elétron. A FIG. 1^[16] mostra um esquema da interação do elétron com um átomo do alvo gerando um fóton de raios X.

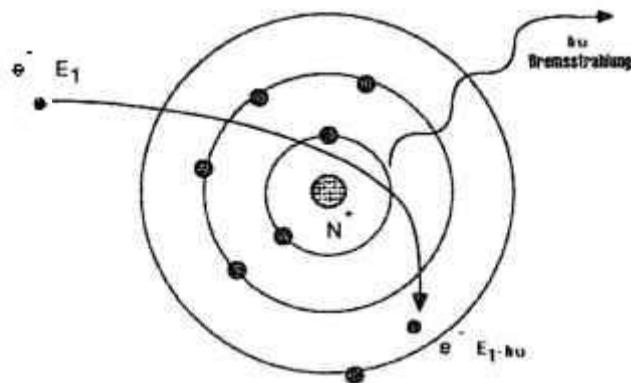


FIGURA 1 - Produção de raios X a partir da interação do elétron com o campo elétrico de um núcleo atômico.

A energia dos raios X depende fundamentalmente da energia da partícula incidente. Os raios X gerados em tubo de raios X para uso médico e industrial não passam dos 500 keV, embora possam ser obtidos em laboratório raios X até com centenas de MeV.

O processo de produção^[17] de raios X depende de alguns fatores como, por exemplo, a energia da partícula incidente, a forma de interação da partícula incidente com o núcleo e a filtração utilizada, tanto inerente ao tubo quanto adicional. Dessa forma, a energia da radiação produzida pode variar de zero a um valor máximo, sendo contínuo seu espectro em energia. A FIG. 2^[17] mostra o espectro de um feixe de raios X produzido por uma tensão de 100 kV aplicada entre o catodo e o alvo de tungstênio, com filtrações diferentes. A curva A é o espectro teórico que representa somente os raios X de *Bremsstrahlung*, sem considerar a filtração inerente do tubo de raios X. A curva B é o espectro contínuo de raios X de *Bremsstrahlung* produzidos em um alvo de tungstênio, com emissão de picos de raios X característicos, após a passagem pela filtração inerente do tubo de raios X. A curva C resulta de uma filtração total do feixe (inerente mais adicional) de 2,5 mm de Al. Os picos de grande intensidade representam os raios X característicos (K) que serão explicados no item seguinte.

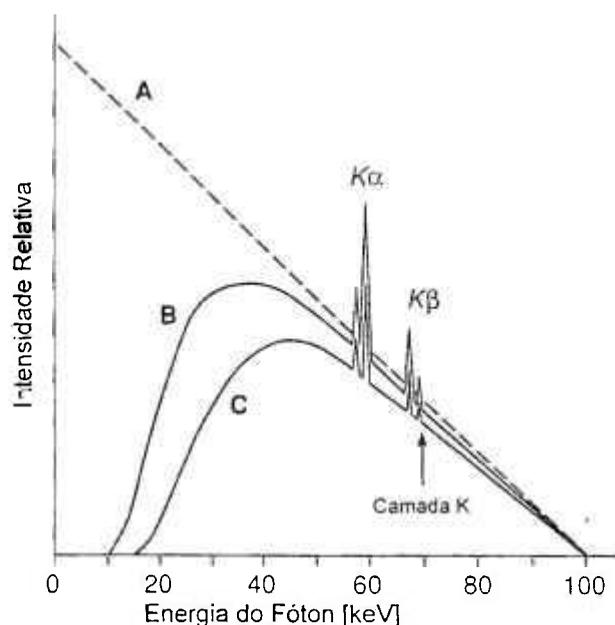


FIGURA 2 - Efeitos da filtração do feixe no espectro de raios X.

3.1.1 Raios X característicos

Quando ocorre a captura eletrônica ou outro processo que retire elétrons da eletrosfera do átomo, a vacância originada pelo elétron é imediatamente preenchida por algum elétron de orbitais superiores. Ao passar de um estado menos ligado para outro mais ligado (por estar mais interno na estrutura eletrônica), o excesso de energia do elétron é liberado por meio de radiação eletromagnética, cuja energia é igual à diferença de energia entre o estado inicial e o final. A radiação eletromagnética emitida neste processo é característica do elemento químico pertencente ao material do alvo, o que dá o nome de raios X característicos^[18]. Um determinado material alvo pode promover uma série de energias de radiação características, dependendo do nível de energia em que as interações são originadas (camadas K, L, M, etc.). A FIG. 3^[18] apresenta uma ilustração da produção de raios X característicos.

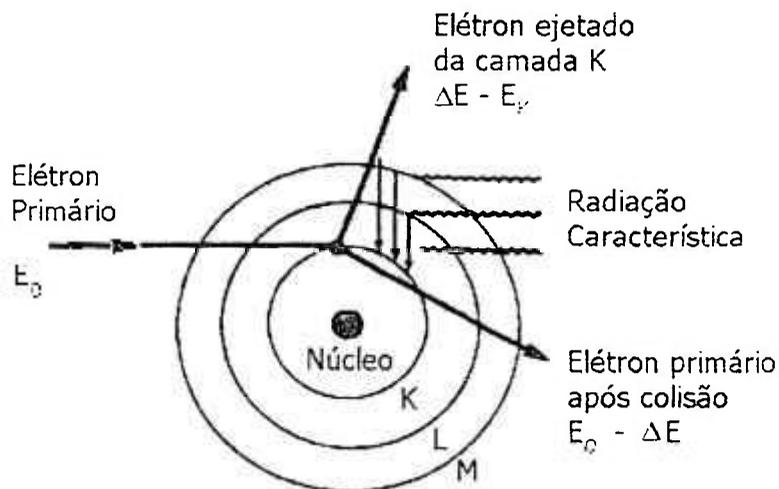


FIGURA 3 - Figura ilustrativa da produção de raios X característicos.

A contribuição dos raios X característicos no espectro de energia de um feixe de raios X produzido em um alvo de tungstênio pode ser visto na FIG. 2, com a formação de picos de maior ou menor intensidade.

3.1.2 Tubos de raios X

Os tubos de raios X são constituídos basicamente de um eletrodo negativo, denominado cátodo, e de um eletrodo positivo, denominado ânodo. Estes elementos estão dispostos no interior de um invólucro de vidro dentro do qual é produzido alto vácuo e mantido a pressões menores que $1,3 \cdot 10^{-6}$ kPa ($1,3 \cdot 10^{-8}$ atm). Este invólucro possui uma pequena área com uma espessura de vidro menor que o restante do tubo, chamada janela, por onde saem os fótons de raios X que serão utilizados na produção da radiografia. A FIG. 4^[17] apresenta um tubo de raios X de ânodo giratório.

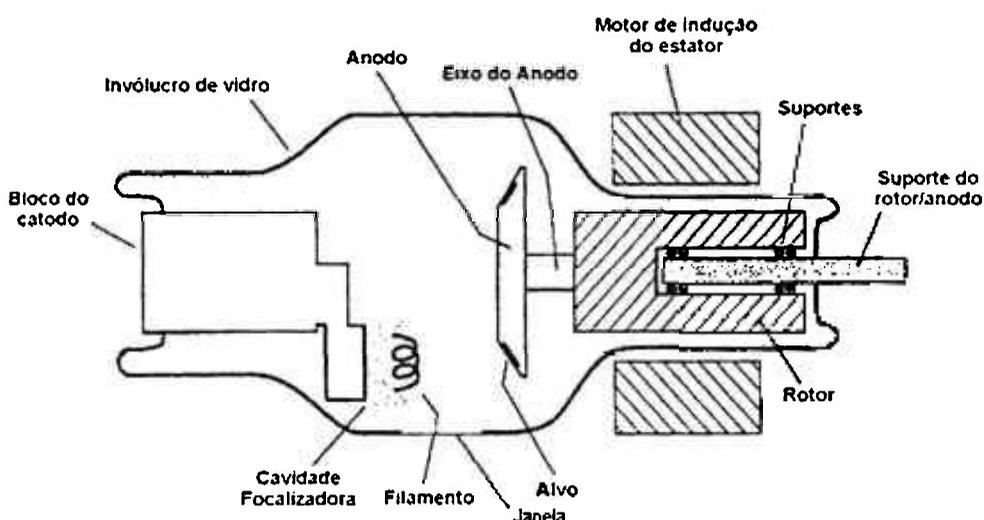


FIGURA 4: Esquema de um tubo de raios X de ânodo giratório.

3.1.2.1 Cátodo

O cátodo, eletrodo negativo, é composto de um fio de tungstênio (filamento) enrolado na forma de uma espiral. O filamento é aquecido, devido à passagem de corrente elétrica pelo mesmo, e parte de seus elétrons acabam adquirindo energia suficiente para serem emitidos de seus átomos. Este efeito é chamado efeito termoiônico. A nuvem eletrônica criada é chamada carga espacial e será responsável pelo feixe de elétrons que será acelerado para o ânodo. A temperatura necessária para produzir o efeito termoiônico em uma taxa suficientemente alta para gerar os elétrons necessários é de cerca de $2200 \text{ }^\circ\text{C}$ ^[17].

3.1.2.2 Anodo

O anodo, eletrodo positivo, é comumente formado de um bloco de cobre, molibdênio ou grafite em que, em sua face externa, existe uma fina camada de tungstênio. Este é chamado de “alvo” e o tungstênio é utilizado devido ao fato de ter um alto ponto de fusão, aproximadamente 3400°C, e dessa forma, suporta o calor extremo ao qual este sistema está sujeito. Além disso, este material possui um alto número atômico (74) o que aumenta a eficiência na produção de raios X. Há dois tipos de ânodo, o fixo e o giratório.

3.1.3 Geradores de alta tensão de raios X

Para a produção de raios X dentro de um tubo é necessária a aplicação de alta tensão e a mesma é produzida, inicialmente, a partir de um transformador de alta tensão e de circuitos de controle de carga aplicada ao tubo de raios X⁽¹⁷⁾.

Um transformador consiste em uma bobina primária com N_1 voltas de um fio condutor, e uma secundária com N_2 voltas. Quando a bobina primária é conectada à fonte de tensão AC (aterrate current), a corrente irá criar um campo magnético oscilante e o mesmo irá induzir uma tensão na bobina secundária, quando for colocada próxima à primária. A tensão induzida na bobina secundária (V_2), em função da tensão aplicada na bobina primária (V_1) e do número de voltas em cada uma das bobinas é dada por:

$$\frac{V_2}{V_1} = \frac{N_2}{N_1} \quad (1)$$

3.1.3.1 Geradores monofásicos

Além de elevar a tensão da rede elétrica, os geradores executam uma tarefa conhecida por retificação, que é a transformação da corrente alternada, que originalmente chega pela rede de alimentação elétrica, em correntes contínuas ou contínuas pulsadas. A retificação de um sinal elétrico alternado é obtida, na essência, por meio de dispositivos eletrônicos chamados diodos¹.

¹ Não serão discutidos detalhes técnicos do princípio de funcionamento dos diodos, mas a sua aplicação na produção da tensão do tubo de raios X.

A forma de onda apresentada na FIG. 5^[17] representa um circuito de retificação de meia-onda, ou circuito auto-retificado. Vê-se que, neste caso, somente nos intervalos de tempo onde a corrente é diferente de zero haverá a produção de raios X.

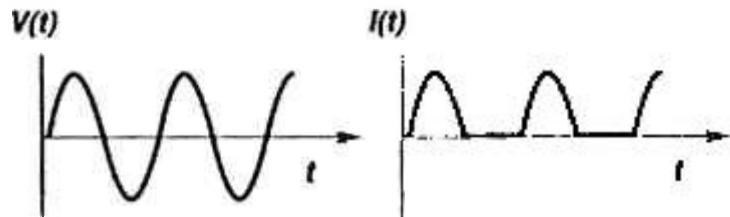


FIGURA 5 - Tensão aplicada, $V(t)$, e corrente elétrica, $I(t)$, gerada em um tubo de raios X com retificação de meia-onda.

A forma de onda apresentada na FIG. 6^[17] representa um circuito de retificação de onda completa e permite retificar por meio de uma ponte retificadora, os picos negativos da tensão aplicada ao tubo de raios X e, deste modo, aumentar a eficiência do equipamento na produção de radiação.

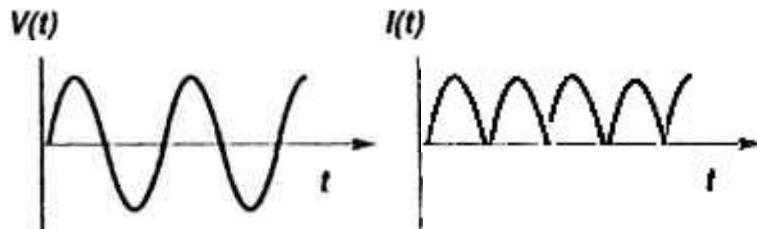


FIGURA 6 - Tensão aplicada, $V(t)$, e corrente elétrica, $I(t)$, gerada em um tubo de raios X com retificação de onda completa.

Um fator importante que classifica o grau de retificação de um sistema é sua ondulação percentual da tensão. A ondulação percentual (*ripple*^[19]) é definida como a diferença percentual entre os valores máximo e mínimo de uma forma de onda de acordo com o apresentado pela equação a seguir:

$$Ripple(\%) = \left(\frac{U_{\max} - U_{\min}}{U_{\text{moy}}} \right) \cdot 100 \quad (2)$$

onde U_{\max} é o valor máximo de tensão da forma de onda e U_{\min} é o valor mínimo de tensão da forma de onda, no intervalo considerado.

De acordo com as formas de onda apresentadas nas FIG. 5 e 6, pode-se reparar que a ondulação percentual, para um equipamento monofásico, fica em torno de 100%. Uma forma de melhorar o rendimento da geração de raios X é a utilização de circuitos com retificação mais eficiente do que as técnicas de retificação monofásicas, o que pode ser obtido com sistemas de retificação trifásicos.

3.1.3.2 Geradores trifásicos

Um circuito trifásico poder ser imaginado como três circuitos monofásicos combinados para fornecer três ondas intercaladas em um único circuito. Há dois tipos de geradores de raios X que utilizam energia elétrica trifásica. Um tipo produz seis pulsos por ciclo (1/360 s por pulso); o outro produz doze pulsos por ciclo (1/720 s por pulso). Diferente da ondulação de 100% obtida com os circuitos monofásicos de retificação, os percentuais de ondulação nos circuitos de retificação trifásica são bem menores, sendo aproximadamente 13% nos circuitos retificadores trifásicos de seis pulsos (FIG. 7^[20]), e cerca de 3% (FIG. 8^[20]) nos circuitos retificadores trifásicos de doze pulsos.

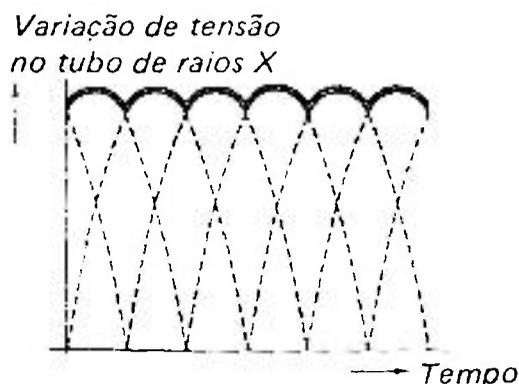


FIGURA 7 - Forma de onda de tensão aplicada ao tubo de raios X com ondulação da ordem de 13%.

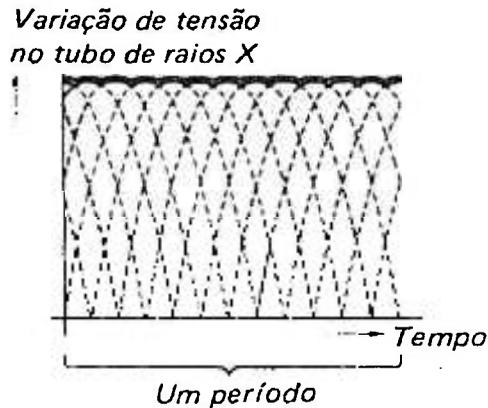


FIGURA 8 - Forma de onda de tensão aplicada ao tubo de raios X com ondulação da ordem de 3%.

3.1.3.3 Geradores de tensão constante e alta frequência

Com o desenvolvimento de semicondutores de alta potência na década de oitenta, tornou-se possível a produção dos chamados geradores multipulsados ou de alta frequência. Com estes sistemas, tornou-se possível produzir potenciais com ondulação percentual bastante baixa, mesmo sendo alimentados por tensões monofásicas ou trifásicas. Para isso, utilizam-se circuitos de alta tecnologia que combinam a possibilidade de geração de potenciais aproximadamente constantes com transformadores de menor volume. O projeto e melhoria destes transformadores de alta frequência é sempre o grande desafio nos geradores de alta tensão de geradores de raios X devido aos requisitos de potência do sistema.

3.1.4 Parâmetros de Influência na Produção de Raios X

Em um gerador clínico de raios X existem, basicamente, três parâmetros físicos que são selecionados no painel de controle^[21]: (1) a tensão de pico aplicada ao tubo de raios X, (2) a corrente que atravessa o tubo de raios X e (3) o Tempo de exposição, ou tempo de aplicação da carga. Estes três parâmetros são universalmente representados nos equipamentos pelos símbolos "kVp", "mA" e "tempo" respectivamente. Como o número total de fótons produzidos é uma função do produto da corrente com o tempo, estes dois parâmetros também podem ser combinados em apenas um: o produto corrente-tempo, representado simbolicamente por "mAs". Um painel de controle de um equipamento de raios X

pode conter ajustes separados de kVp, mA e Tempo, ou pode ter, simplesmente, ajustes de kVp e mAs.

3.2 Efeitos da tensão do tubo de raios X na qualidade da imagem e na dose no paciente

Para o melhor entendimento deste tópico, vamos definir algumas grandezas relacionadas às imagens radiográficas e a dose no paciente.

3.2.1 Densidade ótica e Contraste de uma Imagem

Densidade ótica de uma imagem é o nome que se dá ao grau de escurecimento de um filme radiográfico. Áreas mais claras são aquelas que possuem densidades menores e as áreas mais escuras, maiores. Esta grandeza pode indicar se uma imagem foi obtida de forma inadequada tendo em vista que imagens extremamente densas, ou pouco densas, podem perder parte de sua informação clínica. A FIG. 9^{II} apresenta uma imagem radiográfica onde é possível se distinguir as partes mais e menos densas.

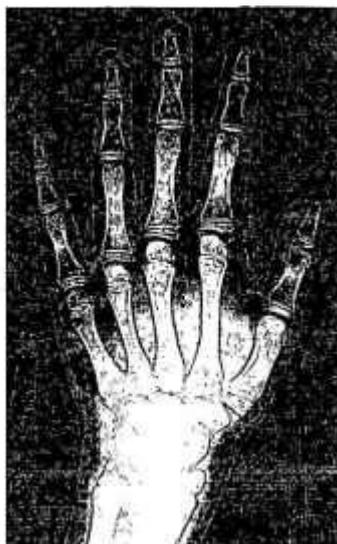


FIGURA 9 – Imagem radiográfica.

^{II} Figura tirada do site www.papaizassociados.com.br no dia 02/08/2007

Para imagens radiográficas, o contraste está relacionado às diferenças nas densidades óticas em diferentes regiões da imagem^[7]. Para que os padrões de uma imagem sejam identificados, deve existir um contraste entre eles, caso contrário, será impossível afirmar que é observada uma imagem.

Como percebe-se, o contraste refere-se às diferenças nos níveis de brilho de partes de uma imagem, que correspondem às partes do corpo que são anatômica ou fisiologicamente distintas. Se chamarmos de L_{ob} a quantidade de luz que vem do objeto de uma imagem e L_{bg} a quantidade de luz que vem do fundo, então a definição simplificada do contraste é dada por:

$$C = \frac{L_{ob} - L_{bg}}{L_{bg}} \quad (3)$$

Uma maneira mais prática de se determinar o contraste de uma região em uma imagem, leva em conta a grandeza chamada densidade ótica (DO). Esta grandeza é uma medida do grau de escurecimento do filme e pode ser definida em função da luz incidente (L_i) e a luz transmitida (L_t) através do filme.

$$DO = \log_{10} \left(\frac{L_i}{L_t} \right) \quad (4)$$

Desse modo, o contraste pode ser definido como:

$$C = DO_{bg} - DO_{ob} \quad (5)$$

3.2.2 Kerma e Dose Absorvida

A transferência de energia durante uma interação de um feixe de fótons com um meio qualquer, se dá em dois estágios: (1) envolve a interação de um fóton com o átomo, liberando um ou mais elétrons e os colocando em movimento e (2) envolve a transferência de energia dos elétrons para o meio através dos processos de excitação e ionização^[7].

A grandeza kerma (*Kinetic Energy Released in the Medium*) descreve a interação inicial e é definida como:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (6)$$

onde dE_{tr} é a soma dos valores das energias cinéticas iniciais de todas as partículas ionizantes com carga, liberadas por partículas ionizantes sem carga, num meio material de massa dm .

A definição da grandeza dose absorvida^[17] é muito semelhante à definição de kerma. Entretanto, para este caso, quando consideramos a interação inicial, leva-se em consideração o fato de que, na transferência de energia para os elétrons, nem toda energia é retirada do meio, pois, parte desta energia é eliminada na forma de radiação de freamento (*bremstrahlung*). A dose absorvida é determinada por:

$$D = \frac{\overline{dE_{ab}}}{dm} \quad (7)$$

onde $\overline{dE_{ab}}$ é a energia média absorvida da radiação ionizante por uma quantidade de massa, dm , de um material.

3.2.3 Efeitos da tensão do tubo de raios X na imagem e na dose

Em radiologia diagnóstica, testes de controle de qualidade são essenciais para garantia de uma boa qualidade de imagem e uma baixa dose no paciente. O controle de qualidade em equipamentos de raios X envolve testes de: precisão nos parâmetros tensão, corrente e tempo, coincidência de campo de luz, tamanho de ponto focal e outros.

Um dos testes mais importantes em controle de qualidade em equipamentos de raios X é teste nas grandezas tensão de pico do tubo de raios X (kVp), corrente do tubo de raios X (mA), tempo de exposição e mAs (produto corrente-tempo)^[19].

A tensão do tubo de raios X, ou kVp, é um parâmetro particularmente importante para a medida por três razões: (1) a medida que o kVp é aumentado, os elétrons emitidos do filamento são acelerados até uma velocidade maior antes de alcançar o anodo produzindo, dessa forma, raios X mais energéticos. Em energias mais altas, o feixe raios X será capaz de penetrar em diferentes tipos de tecido, afetando a escala de cinza e, conseqüentemente, variando o contraste da imagem, (2) a variação na tensão gera um efeito na densidade da imagem muito maior que uma variação igual das grandezas corrente (mA), tempo ou mAs e (3) com o aumento da tensão do tubo de raios X, irá ocorrer um aumento da energia dos fótons de raios X e, desse modo, a dose sobre o paciente também aumentará aproximadamente com o kVp ao quadrado^[7].

3.3 Métodos de medida da tensão do tubo de raios X

Para a medida da tensão aplicada ao tubo de raios X existem métodos invasivos e não invasivos. Os métodos invasivos mais aplicados são o *spark gap*^{III} e o divisor de tensão. Os métodos não invasivos mais utilizados são a utilização do *end point* do espectro do feixe de raios X e a medida da atenuação do feixe, como o penetrâmetro e medidores eletrônicos (medidor de kVp).

3.3.1 Divisor de alta tensão

A utilização do divisor de tensão é uma técnica invasiva para a medição da tensão aplicada ao tubo de raios X. Circuitos divisores de tensão são amplamente utilizados em eletrônica visando principalmente obter tensões diferentes daquelas disponibilizadas pelas fontes de alimentação. O divisor de alta tensão consiste basicamente em uma malha resistiva capaz de operar em alta tensão, não indutiva, montada em um reservatório com um meio isolante de alta tensão que pode ser um gás ou óleo mineral. Este circuito divisor pode ser ativo ou passivo, ou seja, com ou sem compensação eletrônica e circuitos amplificadores integrados ao sistema. Em alguns casos, no emprego do circuito passivo, os resistores apresentam comportamento indutivo em determinadas

^{III} O *spark gap* é um método muito pouco utilizado, devido a sua pouca segurança, e não será contemplado neste trabalho.

faixas de frequência. Nestes casos são utilizados capacitores para alta tensão em conjunto com a malha resistiva para compensação em frequência^[14].

Para aplicação na determinação do kVp em equipamentos de raios X, insere-se um divisor entre o transformador e o tubo de raios X^[22]. Este tipo de divisor possui razões de divisão de 1000:1 a 10.000:1 e dois sinais são obtidos^{IV}, os quais podem ser observados com a utilização de um osciloscópio ou uma placa de aquisição, (1) a tensão aplicada entre anodo e terra e (2) a tensão aplicada entre catodo e terra. A grande vantagem da utilização desta técnica é a possibilidade de verificar a forma de onda de tensão em função do tempo. Esta técnica é particularmente importante em serviços de instalação ou reparos de equipamentos de raios X e testes para avaliação do comportamento de equipamentos tendo em vista que as incertezas associados a esta medida invasiva de kVp são menores em relação a outras técnicas (não invasivas) que serão descritas a seguir.

3.3.2 Medição do kVp através do “end point” do espectro do feixe

Os espectros de raios X fornecem as características do conjunto de fótons constituintes do feixe de radiação. Em espectrometria, o detector (material sensível a radiação) produz um pulso de corrente para cada fóton detectado. O tamanho do pulso de corrente é proporcional à energia do fóton incidente e, pela amplificação deste pulso, é possível se obter um gráfico do número de fótons em função da energia dos mesmos (FIG. 10^[17]). Através do espectro de raios X é possível determinar a tensão de aceleração dos elétrons aplicada a um tubo de raios X não invasivamente já que, espectralmente, ela representa o ponto final da parte de maior energia do espectro^[3,23].

^{IV} Não se refere a divisores internos a equipamentos de raios X

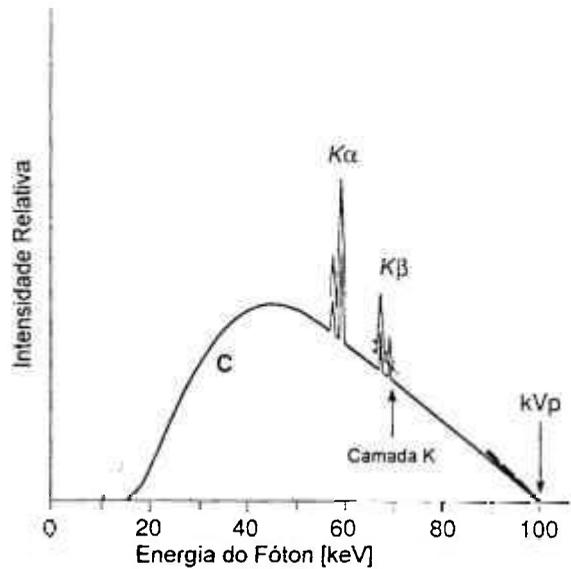


FIGURA 10 – Representação de um espectro com a indicação do kVp.

Devido à calibração de um espectrômetro (detector mais eletrônica associada) ser uma medida absoluta quando proveniente de fontes padrões de radiação, este método é considerado um método de medida primário do kVp^[7]. A precisão do valor de kVp medido espectralmente, depende do detector utilizado, da eletrônica associada a esta detecção e, principalmente, do método escolhido para se determinar o *end point* (ver FIG. 10). Utilizando o método de regressão linear na parte de maior energia do espectro para se encontrar o *end point*, para equipamentos de baixa ondulação percentual, o valor de kVp determinado é equivalente à média dos picos individuais encontrados na forma de onda de tensão (kVp médio)^[7].

3.3.3 Penetrâmetro

O termo penetrâmetro refere-se a um equipamento que mede a habilidade de penetração do feixe de raios X ou, em outras palavras, a medida da atenuação do feixe de raios X produzido por substâncias específicas. Sabe-se que com a variação do kVp, haverá uma variação na capacidade de penetração dos fótons de raios X em uma substância qualquer. Portanto, o termo penetrâmetro também é aplicado ao equipamento de teste que determina o kVp.

O penetrâmetro (FIG. 11^V) foi um dos primeiros equipamentos para a medida do kVp a partir da atenuação do feixe de raios X, ou seja, de um método não invasivo, e consiste de uma caixa de material plástico contendo um paralelepípedo de polietileno de 3,8x1,5x22 cm³. A lateral interna do bloco é recoberta com uma folha de chumbo de 0,5 mm para evitar que a radiação espalhada, proveniente do bloco, alcance a cunha de cobre que é colocada paralelamente ao bloco. Esta cunha de cobre é composta de 12 degraus de 1 cm² de área com 0,06 mm de espessura cada. Sob o bloco e a cunha de cobre, coloca-se uma folha de chumbo de 3 mm de espessura, contendo duas colunas de doze orifícios de 8 mm de diâmetro. Uma fileira de furos fica sob o bloco de polietileno e a outra sob a cunha de cobre, onde cada furo é centrado sob cada um dos degraus da cunha. Finalmente, para que o dispositivo se torne menos sensível à variação de energia e aos efeitos de forma de onda, coloca-se uma placa de latão ou cobre de aproximadamente 1 mm de espessura que torna o feixe mais penetrante. Para se determinar a kVp coloca-se o dispositivo sobre um chassi convencionalmente utilizado em radiodiagnóstico e aplica-se uma exposição. O valor do kVp será determinado a partir de uma curva de calibração que relaciona kVp e a densidade óptica da imagem.



FIGURA 11 – Penetrâmetro utilizado para determinação do kVp em equipamentos de raios X.

3.3.4 Penetrômetros eletrônicos ou medidores de kVp

Para a determinação do kVp com um penetrâmetro tem-se a necessidade da utilização de filmes e de densitômetros. Os penetrômetros eletrônicos

^V Figura retirada do site www.mra.com.br no dia 02/08/2007.

possuem dois ou mais detectores cobertos por filtros de cobre de espessura diferentes, cuja razão integrada do sinal de entrada é amplificada e transformada em corrente e mostrada como tensão no painel do medidor. A FIG. 12^[24] mostra o método de medição do sinal de entrada (a partir da utilização de dois fotodiodos como detectores).

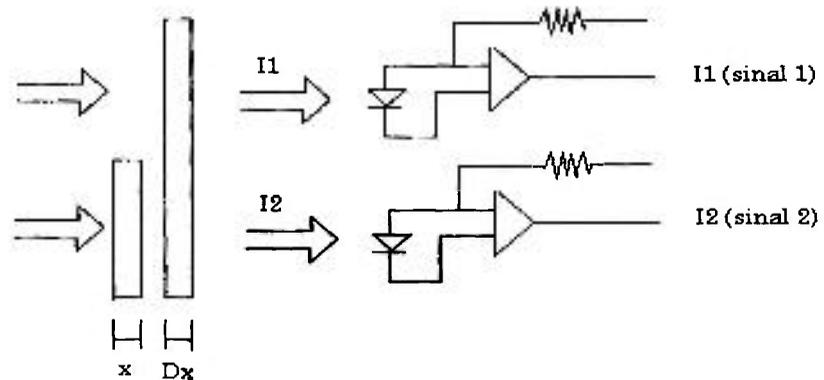


FIGURA 12 – Esquema utilizado para determinação da tensão em medidores de kVp.

Considerando sinais de entrada com intensidades diferentes podemos afirmar que, para cada detector, teremos:

$$I1 = I.e^{-\mu Dx} \quad (8)$$

$$I2 = I.e^{-\mu(Dx+x)}, \quad (9)$$

onde I é a intensidade da radiação incidente, I1 é a intensidade da radiação que passa pela filtração menor e I2, é a intensidade da radiação que passa pela filtração maior. Dx e x são as espessuras dos filtros e μ é o coeficiente de absorção da radiação que passa pelos filtros.

Considerando a razão dos sinais de entrada, temos:

$$\ln \frac{I1}{I2} = \mu x \quad (10)$$

Portanto:

$$\mu = \frac{1}{x} \ln \left(\frac{I_1}{I_2} \right) \quad (11)$$

Como o coeficiente de absorção da radiação é função da energia, ou seja, $\mu = f(E)$ e a energia dos fótons é uma função da tensão do tubo, ou seja, $E=f(kVp)$, podemos afirmar que o coeficiente de absorção da radiação é uma função da tensão, de acordo com o indicado pela equação 12

$$\mu = f(kVp) \quad (12)$$

Dessa forma, podemos representar esta relação de acordo com a equação 13:

$$\mu = (c1).kVp^{c2} \quad (13)$$

Onde C1 e C2 são constantes que dependem da composição e espessura do filtro e da forma de onda de tensão.

Estes medidores podem medir^[7,25,26] (1): um valor que é derivado de dados coletados unicamente dos picos da forma de onda de uma exposição de raios X ou (2): um valor de tensão que é obtido da forma de onda completa e então ajustado para o tipo de forma de onda: monofásica, trifásica ou potencial constante. O primeiro método tem a vantagem de não ser sensível à ondulação percentual da forma de onda, de modo que não é necessário selecionar o tipo de forma de onda nos medidores de kVp que usam este método. Como desvantagem, estes instrumentos podem ser indevidamente sensíveis a picos ilegítimos que podem ocorrer durante uma exposição^[7,25]. O segundo método tem a vantagem de melhorar a utilidade clínica: ele reflete um melhor desempenho clínico do equipamento de raios X em termos de contraste de imagem e densidade, pois, do mesmo modo que os filmes de raios X, ele é sensível à forma de onda inteira. Cada medidor tem sua precisão e reprodutibilidade específicas e são fornecidas pelo manual do fabricante. Atualmente, estes equipamentos medem não apenas o kVp como também o tempo, mA e mAs, além de indicar

mais de uma definição de kVp. As FIG. 13^{VI}, 14^{VII} e 15^{VIII} apresentam alguns modelos comerciais de medidores de kVp e suas grandezas medidas:



FIGURA 13– Medidor *Radcal* modelo 4088, faz a medição das grandezas tensão de pico média, tempo de exposição e dose acumulada.



FIGURA 14– Medidor *Gammex* modelo 330, faz a medição das grandezas tensão de pico prática, tempo de exposição e produto corrente tempo.



FIGURA 15– Medidor *Victoreen* modelo 8000 – *NERO*, faz a medição das grandezas tensão de pico médio, tensão de pico efetivo, tensão de pico máximo, exposição, tempo de exposição e produto corrente tempo.

3.3.4.1 Calibração de medidores de kVp

Calibração é um procedimento experimental através do qual é determinada a correlação efetiva entre o valor verdadeiro convencional do mensurando atuante e a indicação do sistema de medição, isto é, a correlação entre o sinal da entrada (estímulo) e o sinal de saída (resposta) de um sistema de medição. Para que uma calibração tenha validade oficial, é necessário que seja executada por entidade legalmente credenciada.

Os medidores de kVp tem suas condições próprias para calibração e, portanto, dependendo do fabricante, tem-se mais ou menos grandezas de

^{VI} Figura retirada do site www.radcal.com no dia 02/08/2007

^{VII} Figura retirada do site www.gammex.com no dia 02/08/2007

^{VIII} Figura retirada do site www.supertechx-ray.com no dia 02/08/2007

influência na determinação do kVp. Entretanto todos eles, embora não no mesmo grau, são altamente dependentes do mAs e distância da fonte de radiação. Devido a este fato, aconselha-se a utilização de um procedimento específico para cada medidor e, para cálculo do valor verdadeiro convencional, utiliza-se um medidor invasivo (por exemplo, um divisor de tensão). A utilização de um medidor invasivo dá-se, principalmente, pelo fato de sua precisão ser muito maior que a precisão indicada por fabricantes de medidores não-invasivos de kVp.

3.4 Definições de tensão aplicada ao tubo de raios X

De acordo com publicações da IEC (International Electrotechnical Commission)^[27,28], a tensão de pico aplicada ao tubo de raios X é a tensão mais alta permitida para condições operacionais específicas. Nesta norma, as condições operacionais específicas não são declaradas e, dessa forma, uma questão é gerada: O que é tensão de pico do tubo de raios X (usualmente chamado de kVp)? Sabe-se que para os geradores de potencial constante esta questão não se aplica devido ao fato de a tensão no tubo de raios X ser caracterizado por um único valor. A seguir são apresentadas algumas definições para tensão aplicada ao tubo de raios X.

3.4.1 Tensão de pico absoluto

A tensão de pico absoluto^[7], kVp_{absoluto} , é o máximo valor de tensão que ocorre durante a exposição. Esta definição é utilizada na determinação de estresses em tubos, geradores, cabos e conectores.

3.4.2 Tensão de pico do ciclo máximo

A tensão de pico do ciclo máximo^[7], $kVp_{\text{ciclo-max}}$, é a média dos valores máximos de tensão que ocorrem a cada 1/60 segundos de ciclo durante a exposição. É importante ressaltar que a medida desta grandeza independe completamente do tipo de gerador utilizado.

3.4.3 Tensão do n-ésimo pico

A tensão do e-nésimo pico^[7], $kVp_{n-ésimo}$, é o valor do e-nésimo pico de tensão que ocorre durante o tempo de exposição. Esta grandeza não é representada por um valor numérico apenas, tendo em vista que, em determinado tempo de exposição, temos um número de tensões de pico e-nésimo que dependerá da frequência do gerador que está sendo utilizado. Por exemplo, em um gerador monofásico retificado em onda completa, teremos 60 valores de tensão de pico e-nésimo em uma exposição de 0,5 s.

3.4.4 Tensão de pico média

A tensão de pico média^[7], $kVp_{médio}$, é determinada a partir da média de todos os picos locais que ocorrem durante o tempo de exposição. Considerando a definição anterior, podemos representar a tensão de pico média como:

$$kVp(médio) = \sum_1^N kVp(e - nésimo) / N \quad (14)$$

Onde N é o número total de picos que aparecem em uma forma de onda de tensão do tubo de raios-X no tempo de exposição considerado.

3.4.5 Tensão média

A tensão média^[7], $kV_{média}$, é a média de todos os valores instantâneos de tensão sobre o tempo de exposição. Podemos representar esta grandeza de acordo com a equação a seguir:

$$kV_{MÉDIO} = \frac{1}{T} \cdot \int_0^T kV(t) \cdot dt \quad (15)$$

onde T é o tempo de exposição.

3.4.6 Tensão constante

A tensão constante^[7], kV_{cp} , é utilizada quando temos formas de onda onde a tensão não varia em função do tempo. Tensões com variações de $\pm 0,1$ kV ou

ondulação percentual (*ripple*) de 2% podem ser consideradas como formas de onda constantes no tempo.

3.4.7 Tensão clínico efetiva

A tensão clínico-efetiva^[7], kV_{ce} , é equivalente ao valor de tensão constante ideal necessário para se produzir um contraste numa imagem idêntico àquele que uma tensão não-constante produziria. Esta grandeza pode ser chamada de penetrabilidade do feixe de raios X.

3.4.8 Tensão equivalente em contraste

O espectro de raios X produzido durante um determinado tempo de exposição para um gerador arbitrário de forma de onda é, aproximadamente, a superposição de um número finito de espectros de raios X, onde cada um corresponde a uma tensão constante. O fator de peso, introduzido a esta superposição para um espectro de um dado valor do potencial constante U_i , será proporcional à fração do tempo de exposição no qual um potencial não constante tem um valor indicado pelo intervalo $[U_i - (\Delta U/2), U_i + (\Delta U/2)]$, sendo ΔU o menor intervalo de tensão definido pela seqüência de tensões de referência. Em outras palavras, pode-se afirmar que, a tensão gerada por um equipamento de potencial constante está relacionada, em função de um conjunto de fatores de peso, à tensão gerada por um equipamento de potencial não constante^[8].

A partir do espectro referente a um dado potencial qualquer com características de tubo, filtração e geometria específicos pode-se determinar o contraste de kerma definido como a razão do kerma no ar produzido por um simulador adicionado de um material de contraste de acordo com o apresentado na equação a seguir:

$$C_K = \frac{\sum_{i=1}^n E_i \mu_{tr}(E_i) \phi_E(E_i) e^{-\mu_p(E_i) \Delta p}}{\sum_{i=1}^n E_i \mu_{tr}(E_i) \phi_E(E_i) e^{-[\mu_{tr}(E_i) \Delta p + \mu_c(E_i) \Delta z]}} \quad (16)$$

onde E_i é a energia do fóton do intervalo i , μ_{tr} é o coeficiente de transferência de energia para o ar, $\Phi E (E_i)$ é a fluência de fótons de energia E_i da radiação incidente, μ_p e μ_c são os coeficientes de atenuação linear dos materiais do simulador e do contraste, respectivamente, d_p e d_c são a espessura do simulador e do material de contraste, respectivamente.

A Tensão Equivalente em Contraste^[8,15] (CEV) é definida como o valor de tensão que faz com que o contraste de kerma, obtido em uma exposição feita com um tubo de raios X conectado a um gerador que produz uma forma de onda qualquer, seja igual ao contraste produzido pelo mesmo tubo de raios X conectado a um gerador de potencial constante, para uma determinada configuração de contraste.

3.4.9 Tensão de pico prática

O (PPV)^[8] foi originalmente determinado a partir da Tensão Equivalente em Contraste e seu cálculo depende da aquisição da forma de onda de tensão do tubo de raios X. Para determinar esta relação devemos considerar uma forma de onda na qual é caracterizada pela probabilidade $p_i(U_i)$ de encontrar, em qualquer momento durante o tempo de exposição, uma tensão entre o intervalo de $[U_i - (\Delta U/2), U_i + (\Delta U/2)]$, sendo ΔU o menor intervalo de tensão definido pela seqüência de tensões de referência. O objetivo é calcular diretamente a tensão de pico pratica pela média de uma soma de pesos sobre as tensões U_i ocorridas durante um determinado tempo de exposição de acordo com a seguinte equação:

$$U = \frac{\sum_{i=1}^n p_i(U_i) \cdot U_i \cdot w(U_i)}{\sum_{i=1}^n p_i(U_i) \cdot w(U_i)} \quad (17)$$

onde U é o valor de PPV, $p_i(U_i)$ é a probabilidade de ocorrência, em qualquer tempo durante a exposição, de uma tensão no intervalo $[U_i - (\Delta U/2), U_i + (\Delta U/2)]$, sendo ΔU o menor intervalo de tensão definido pela seqüência de tensões de referência, $U_i = i \Delta U$, $w(U_i)$ é o fator de peso. Para a faixa de radiodiagnóstico o fator de peso^[8] é dado pela seguinte equação:

$$w(U_i) = \begin{cases} 0 \xrightarrow{\text{para}} U_i < 20kV \\ \exp(a.U_i^2 + b.U_i + c) \xrightarrow{\text{para}} 20kV \leq U_i < 36kV \\ d.U_i^4 + e.U_i^3 + f.U_i^2 + g.U_i + h \xrightarrow{\text{para}} 36kV \leq U_i \leq 150kV \end{cases} \quad (18)$$

onde,

$$a = -8,64855.10^{-3}$$

$$b = 8,170361.10^{-1}$$

$$c = -2,327793.10^1$$

$$d = 4,310644.10^{-10}$$

$$e = -1,662009.10^{-7}$$

$$f = 2,308190.10^{-5}$$

$$g = 1,030820.10^{-5}$$

$$h = -1,747153.10^{-2}$$

A tensão de pico prática também pode ser determinada para a faixa de mamografia de acordo com a equação (17), porém o fator^[9] de peso para este caso é dado por:

$$w(U_i) = \exp(a.U_i^4 + b.U_i^3 + c.U_i^2 + d.U_i + e) \quad (19)$$

onde,

$$a = -2,142352.10^{-6}$$

$$b = 2,566291.10^{-4}$$

$$c = -1,968138.10^{-2}$$

$$d = 8,506836.10^{-1}$$

$$e = -1,514362.10^{+1}$$

3.5 Revisão bibliográfica sobre a tensão de pico prática

A grandeza tensão de pico prática foi introduzida e definida em 1998 por um trabalho de pesquisa apresentado no *British Journal of Radiology* por Kramer, Selbach e Iles (pesquisadores do PTB - *Physikalisch-Technische Bundesanstalt*). Desde então vários trabalhos vêm sendo produzidos com base nesta grandeza entretanto, a publicação que define os padrões para determinação do PPV foi a norma IEC 61676^[9], que define testes de tipo para medidores não-invasivos de kVp (*kVp meter*). No item a seguir apresentaremos um pequeno resumo do trabalho publicado no ano de 2000 no *British Journal of Radiology* e produzido pela mesma equipe que introduziu e definiu esta grandeza. É importante ressaltar que a escolha da apresentação desta publicação dá-se pelo fato de sua importância e sua relação com este trabalho de mestrado.

3.5.1 Determinação Experimental da Tensão de Pico Prática

O trabalho de Baorong et al^[15] tem como objetivo principal a investigação experimental para a medida e comparação das grandezas Tensão Equivalente em Contraste e Tensão de Pico Prática.

Como já citado anteriormente, a tensão de pico prática é derivada da grandeza tensão equivalente em contraste, na qual o contraste de kerma no ar produzido por uma placa de alumínio, atrás de um determinado simulador ("phantom"), para um tubo de raios X ligado a um gerador arbitrário de forma de onda, deve ser igual ao contraste produzido, pelo mesmo tubo, ligado a um gerador de potencial constante.

O contraste de kerma é a razão do kerma no ar com e sem material de contraste e ao arranjo experimental para o cálculo desta grandeza é apresentado na FIG. 16^[15]. Utilizou-se um simulador de tecido humano (p) de dimensões 20x20x10 cm e posicionado a 140 cm do ponto focal (f) do tubo de raios X e a câmara de ionização (I) foi colocada a 150 cm do simulador na mesma direção do feixe de raios X. O material de contraste (c) de alumínio com dimensões 2x2x1 cm era inserido entre a câmara e o simulador^[15].

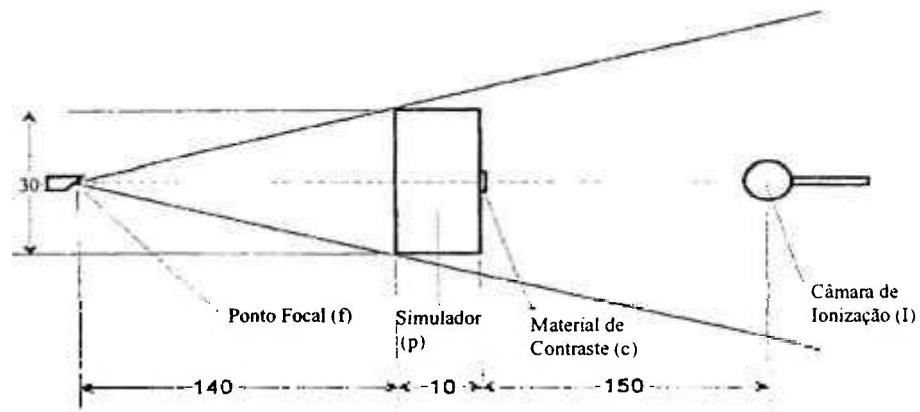


FIGURA 16 – Arranjo experimental para o cálculo do CEV. Todos os valores são indicados em centímetros.

Este experimento consistiu em duas partes: (1) determinação da curva de contraste de kerma^{IX} em função da tensão para um equipamento de potencial constante, cujo ajuste aos dados experimentais foi feito através de cálculos utilizando o método de Monte Carlo (FIG. 18^[15]) e (2) determinação do contraste de kerma para equipamentos com geradores arbitrários de forma de onda. A FIG. 17^[15] apresenta os quatro tipos de formas de onda utilizados. É importante ressaltar que estas formas de onda não representam um equipamento clínico real, tendo em vista que foram geradas por um equipamento onde pode-se simular as formas de onda.

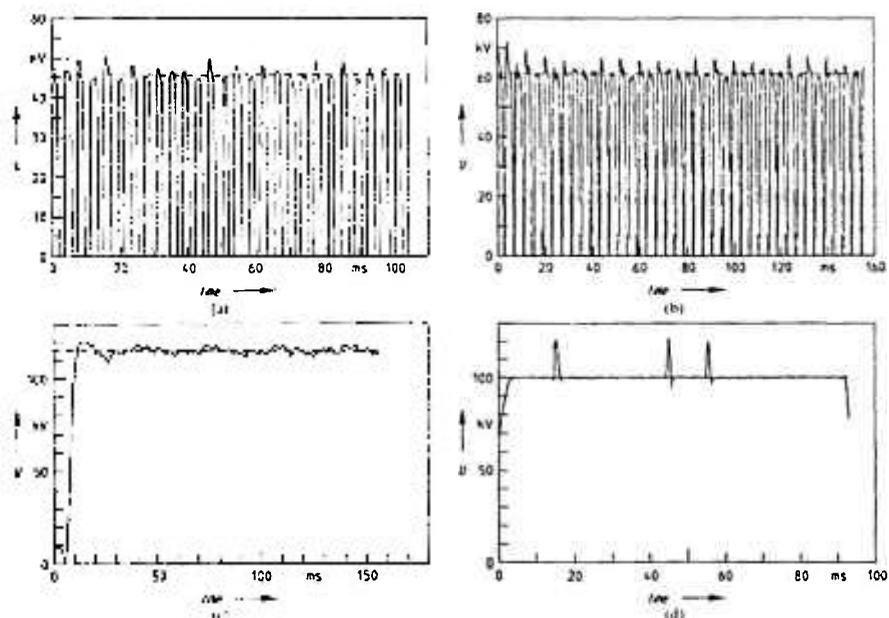


FIGURA 17 – Formas de onda utilizadas para a medida da tensão equivalente em contraste: (a) monofásico de um pulso, (b) monofásico de dois pulsos, (c) *Tetrodo* e (d) *Conversor*.

^{IX} A curva de contraste trata-se da variação do contraste de kerma em função da tensão para um equipamento de raios X

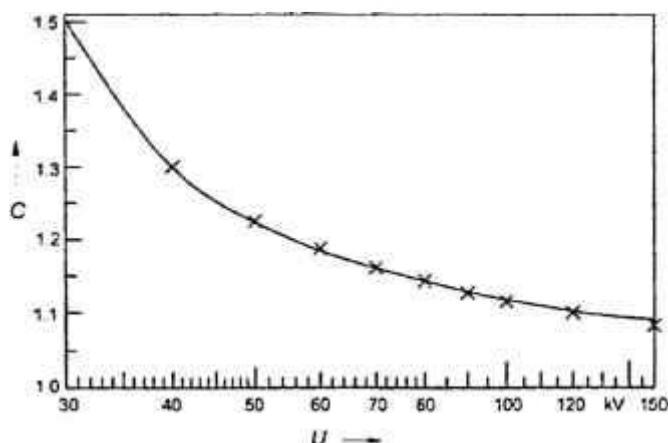


FIGURA 18 – Curva de contraste de kerma em função da tensão.

A tensão de pico prática (PPV) é determinada a partir da forma de onda de tensão de acordo com equação 17 e, para o trabalho de Baorong et al, o PPV foi calculado durante as medidas de contraste para os mesmos geradores com a utilização de um divisor de tensão.

Devido ao fato do CEV ser calculado a partir da razão dos kerma no ar, as contribuições da câmara de ionização na incerteza do CEV são bem pequenas (da ordem de 0,1%). A TAB. 1 apresenta os resultados obtidos para estas formas de onda.

TABELA 1 – Resultados obtidos para o PPV e o CEV para as mesmas formas de onda apresentadas na FIG. 17^[15].

Forma de onda	PPV (kV)	CEV (kV)	Diferença (kV)
Monofásico (meia onda)	45,57	46,2	0,63
Monofásico (onda completa)	61,25	64,1	2,85
Conversor	114,93	114,9	0,03
Tetrodo	100,39	101,0	0,61

Os resultados apresentados neste artigo mostram que a tensão equivalente em contraste pode ser determinada com uma precisão na faixa de 200 V a 3 kV, dependendo da forma de onda. Dessa forma, os resultados também possibilitaram aos autores a afirmação de que a tensão equivalente em contraste

e a tensão de pico prática são grandezas equivalentes. Ao adotar a grandeza tensão de pico prática, eliminam-se problemas associados aos arranjos experimentais que podem afetar o contraste da imagem.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Instalações

As instalações utilizadas para a realização deste trabalho foram as dos laboratórios de Serviço Técnico de Aplicações Médico Hospitalares do Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo (STAMH-IEE/USP).

Os laboratórios que fazem parte do STAMH são o STDTS (Seção Técnica de Desenvolvimento Tecnológico em Saúde) e o STEEE (Seção Técnica de Ensaio de Equipamentos Eletromédicos). Estes laboratórios, juntos, possuem equipamentos de raios X com diferentes sistemas de retificação (Potencial Constante, trifásico e monofásico), além de toda a instrumentação necessária para o desenvolvimento deste trabalho.

4.2 Materiais utilizados

4.2.1 Equipamentos de raios X

Para medições realizadas na faixa de operação de radiodiagnóstico clínico (40 – 120kV) utilizamos um tubo de raios X Rorix 124/30/60 com tensão máxima de 124 kV e anodo giratório com alvo de tungstênio (liga de 90 a 95% tungstênio e 5 a 10% rênio) e ângulos dos alvos em relação ao eixo anodo-catodo distintos, sendo 16° para foco fino e 12° para foco grosso. Este tubo era ligado em dois geradores de alta tensão distintos: (1) um gerador monofásico com retificação de onda completa da marca Siemens, modelo Heliophos 4B, ou (2) um gerador trifásico com retificação de onda completa de seis pulsos de fabricação da Siemens e com comando desenvolvido no IEE. Estes geradores apresentam algumas limitações, como temporizador valvulado, que não garante a reprodutibilidade de tempo em técnicas de radiografia. O tubo de raios X está fixado a um sistema mecânico desenvolvido para o alinhamento de medidores não-invasivos. A FIG 19 apresenta o comando do equipamento trifásico, o

comando do equipamento monofásico e o tubo junto com o sistema mecânico de posicionamento utilizado para calibração de medidores não invasivos.

Utilizou-se também um equipamento de potencial constante industrial com tubo de raios X modelo MCN 323 resfriado a óleo, com tensão máxima de 320 kV e anodo fixo com alvo de tungstênio, com ângulo do alvo em relação ao eixo anodo-catodo de 22°. Este tubo era conectado a um controlador Philips modelo MGC 40. O equipamento em questão possui um divisor de tensão interno que foi acessado e possibilita a aquisição da forma de onda de tensão do tubo de raios X. A FIG. 20 apresenta o sistema de raios X de potencial constante.



FIGURA 19: Tubo de raios X e sistema mecânico para calibração de medidores não-invasivos, comando do equipamento trifásico e comando do equipamento monofásico.

**Equipamento de potencial
constante, tubo modelo MCN 323**



FIGURA 20: Equipamento de Potencial Constante industrial, Philips, modelo MGC 40, com tubo MCN 323.

Para as medidas realizadas na faixa de mamografia, foi utilizado um tubo de raios X modelo GS 512-4 de fabricação da GE (GE – General Electric) com tensão máxima de 49 kV e anodo fixo de molibdênio e ângulos dos alvos em relação ao eixo anodo-catodo distintos, sendo 14° para foco fino e 9° para foco grosso. Este tubo era conectado a um equipamento mamográfico modelo Senographe 700T (GE – General Electric). O equipamento de raios X em questão possui um divisor de tensão interno que também foi acessado e possibilita a aquisição da forma de onda de tensão. A FIG. 21 apresenta o sistema mamográfico utilizado.

Equipamento Mamográfico Senographe 700T,

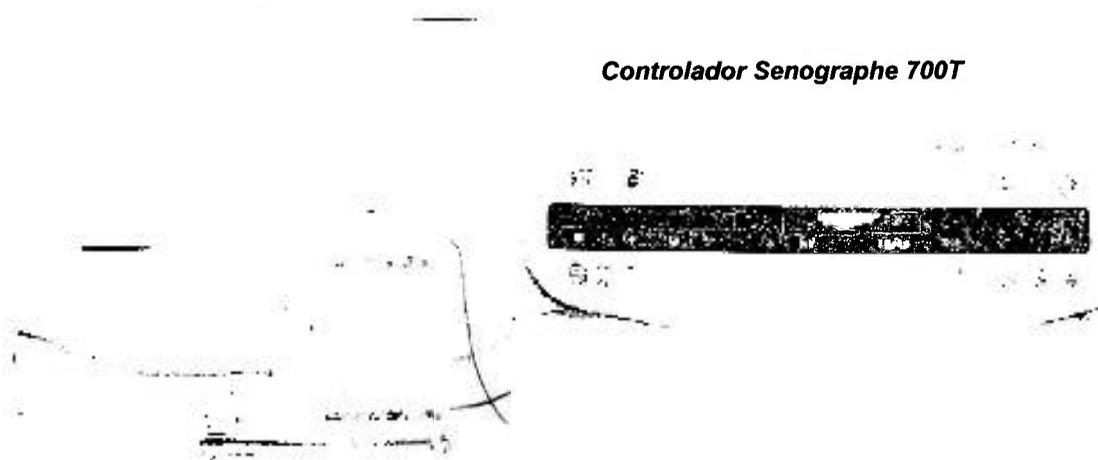


FIGURA 21: Sistema de raios X mamográfico marca GE, modelo Senographe 700T.

4.2.2 Sistema de aquisição de dados

Para o cálculo dos parâmetros físicos associados ao tubo de raios X (kVp_{absoluto} , kV_{efetivo} , $kVp_{\text{médio}}$, PPV, ondulação percentual e Tempo de Exposição), tem-se a necessidade de colher a forma de onda de tensão deste tubo. Para isso, introduzimos no circuito, dos equipamentos de raios X trifásico e monofásico, um divisor de tensão invasivo Dynalyzer III^[22], fabricado pela Radcal, cuja razão nominal para tensão é de 1 V:20000 V e a exatidão da razão da tensão: 1% em até 75 kV por canal (anodo ou catodo).

Para a leitura da forma de onda do equipamento de potencial constante, utilizou-se o divisor de tensão interno cuja razão nominal para tensão e a incerteza desta razão variam de acordo com os dados apresentados na TAB. 2.

TABELA 2: Características da relação de divisão para o divisor de tensão associado ao equipamento de potencial constante.

Faixa de tensão em relação ao $kVp_{\text{médio}}$ (kV)	Razão para tensão (kVV)
40,17 – 47,99	17619 ± 29
47,99 – 60,14	17422 ± 26
60,14 – 70,09	17777 ± 23
70,09 – 80,09	17903 ± 22
80,09 – 90,09	18040 ± 21
90,09 – 100,19	18164 ± 20
100,19 – 120,19	18150 ± 20
120,19 – 150,12	18101 ± 19

Para a leitura da forma de onda do equipamento mamográfico, utilizou-se o divisor de tensão interno e a FIG. 22 apresenta a curva de calibração para a determinação da razão de tensão. Esta curva foi determinada de acordo com o descrito por M. C. Silva^[23], no qual avalia-se o valor do “*end point*” do espectro de *Bremsstrahlung* de modo a se obter o valor da tensão média.

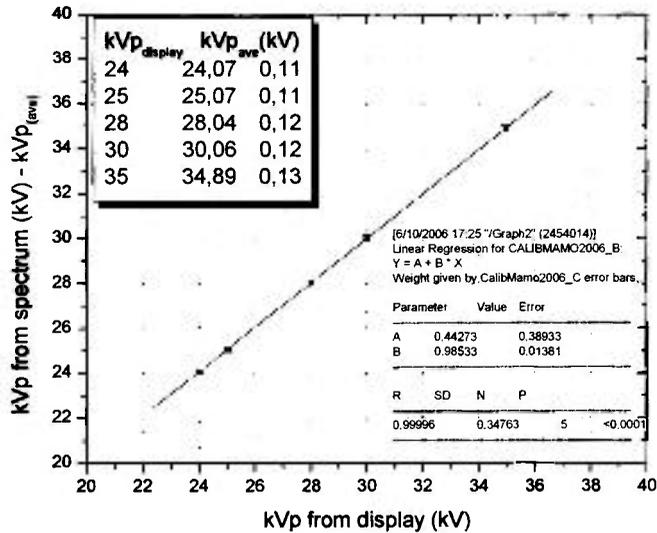


FIGURA 22: Curva de calibração para o equipamento de mamografia.

Para a leitura dos valores de tensão, foram utilizadas duas placas de aquisição de dados, ambas fabricadas pela National Instruments. Uma das placas foi o modelo PCI MIO-16E-4^[29] com 16 bit de resolução, 8 entradas analógicas e 2 saídas a uma taxa máxima de 250 kpps, tensão de referência do conversor na faixa de 0 – 10V e exatidão de 7,269 mV. Esta placa é associada ao módulo BNC 2110 de modo a ter acesso a todas funcionalidades da placa. A outra placa é modelo NI 5911^[30] com 21 bit de resolução e 1 entrada analógica a uma taxa de 1 Mpps, tensão de referência do conversor na faixa de 0 – 10V e exatidão de 0,1 mV. A FIG. 23^x apresenta as placas de aquisição e o divisor de tensão utilizado.

^x Figuras retiradas dos sites www.radcal.com e www.ni.com.br no dia 16/05/07.

Placa de aquisição de dados

Dynalyzer III

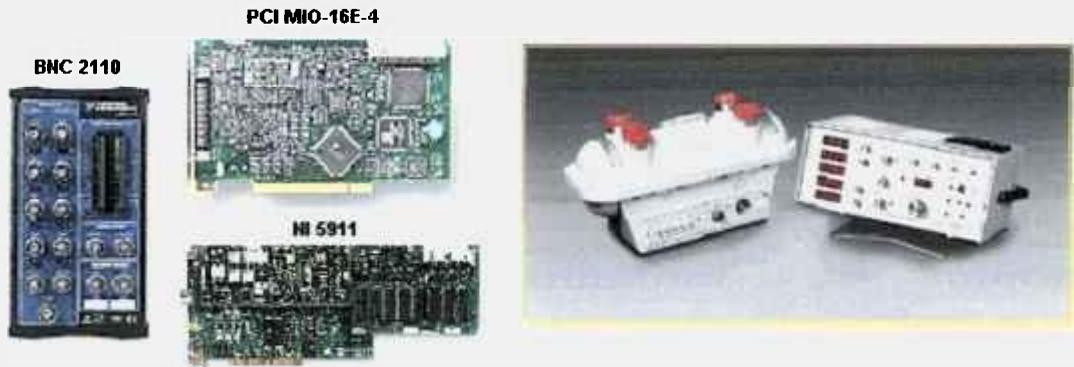


FIGURA 23: Placa de aquisição de dados e divisor de tensão Dynalyzer.

4.2.3 Conjunto dosimétrico

O conjunto dosimétrico utilizado durante as medidas foi o sistema modelo 9095 da Radcal com câmara de ionização de volume sensível de 180cm^3 , acoplado a um eletrômetro de mesma marca. Este sistema tem resolução de 0,5% ou $0,01\ \mu\text{Gy}$, dependência para a taxa de dose de $\pm 0,5\%$, e dependência energética de $\pm 0,5\%$ ^{XI}. A FIG. 24^{XII} apresenta o conjunto dosimétrico utilizado durante este trabalho.



FIGURA 24: Conjunto dosimétrico Radcal 9095 composto por eletrômetro e câmara de ionização com 180cm^3 de volume.

^{XI} Dados obtidos a partir de comunicação pessoal com Dr. L.Buermann (pesquisador do laboratório primário PTB)

^{XII} Figura retirada do site www.radcal.com no dia 16/05/07.

4.2.4 Simulador de tecido humano

Foi utilizado um simulador de tecido humano de PMMA (Acrílico) com dimensões de $(20 \times 20 \times 10) \text{cm}^3$ fabricado no IEE-USP. Este simulador é utilizado para avaliar os parâmetros que influenciam a qualidade da imagem radiográfica e é essencial para a determinação da tensão equivalente em contraste (CEV). A FIG. 25 apresenta o simulador utilizado durante as medidas.



FIGURA 25: Simulador de tecido humano

4.2.5 Filtros de alumínio

Para a determinação da tensão equivalente em contraste (CEV) tem-se a necessidade de se determinar o contraste produzido por um feixe de raios X para uma determinada configuração de contraste. A utilização de filtros de alumínio é essencial para a determinação da configuração e, para este trabalho, foi utilizado um filtro de alumínio fabricado pela Radcal de dimensões $(100 \times 100 \times 1) \text{mm}^3$ e com grau de pureza de 99,45%.

4.2.6 Medidor invasivo de mAs

Para as medidas invasivas do produto corrente tempo (mAs), foi utilizado um medidor de fabricação da Keithley, modelo 35035, com faixa de corrente entre 15 e 25 mA, faixa de tensão entre 50 e 100 kV e faixa de tempo entre 0,1 e 4 s. A FIG. 26 apresenta o medidor de mAs.



FIGURA 26: Medidor invasivo de mAs Keithley 35035.

4.2.7 Medidores não-invasivos de tensão de aceleração (kVp)

Foram utilizados medidores não-invasivos de tensão de aceleração durante o estudo da dependência da grandeza tensão de pico prática (PPV) com a ondulação percentual da tensão na forma de onda e durante o estudo da variação do PPV com taxa de aquisição para o equipamento trifásico. A FIG. 27^{XIII} apresenta os medidores não-invasivos utilizados.

Os equipamentos utilizados e suas características técnicas, são apresentados na TAB.3.



FIGURA 27: Medidores não invasivos de tensão de aceleração utilizados neste trabalho.

^{XIII} Figuras retiradas dos sites www.radcal.com e www.ptw.com no dia 15/05/07

TABELA 3: Características técnicas dos medidores de kVp utilizados neste trabalho

Fabricante	Modelo	Grandezas de medida	Resolução	Exatidão Nominal
PTW	Diavolt	kVp _{máx} , kVp _{med} , PPV, mAs e tempo de exposição.	- Tensão: 0,1 kV - mAs: 0,1 mAs - Tempo: 300 μ s	- Tensão: $\leq \pm 1\%$ - mAs: $\leq \pm 2\%$ - Tempo: $\leq \pm 0,3$ ms
Radcal	9095	kVp _{méd} , PPV e tempo de exposição.	- Tensão: 0,1 kV - Tempo: 200 μ s	- Tensão: $\pm 1\%$ - Tempo: $\pm 0,1\%$

4.2.8 Programas utilizados para aquisição e análise de dados

O *software* LabVIEW^[31,32] (Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench) é uma linguagem de programação gráfica (Linguagem "G") desenvolvida pela National Instruments com o objetivo de criar aplicativos assim como a linguagem C, Basic ou Delphi. Entretanto, a grande vantagem desta linguagem é que seu método de programação é altamente prático para a construção de sistemas de aquisição de dados, instrumentação e controle.

Durante este trabalho, o *software* LabVIEW foi utilizado nas versões 7 e 7.1 para o desenvolvimento do programa para cálculo dos parâmetros físicos associados à forma de onda do tubo de raios X e para aquisição de dados provenientes do divisor de tensão.

Para a análise gráfica de dados foi utilizado o *software* Origin^[33], versão 6.0, desenvolvido pela OriginLab. Este *software* foi empregado na determinação de todas as curvas apresentadas neste trabalho.

4.3 Métodos

4.3.1 Programa para cálculo das grandezas associadas à forma de onda de tensão do tubo de raios X

Utilizando o *software* LabVIEW, foi desenvolvido neste trabalho um programa para o cálculo das grandezas associadas à forma de onda de tensão do tubo de raios X. Este programa, inicialmente, realizava a aquisição dos dados provenientes de um divisor de tensão e, em seguida, calculava os valores das seguintes grandezas que são dependentes da forma de onda de tensão e já foram definidas neste trabalho: tensão de pico absoluto, tensão de pico médio, PPV e a taxa de variação percentual da tensão. O tempo de exposição também era determinado por este programa e seu valor é calculado em função do tempo de aplicação de carga como o intervalo entre o instante em que a tensão do tubo de raios X sobe primeiramente para 75% do valor de pico e o instante no qual este, por fim, cai abaixo do mesmo valor^[19]. A FIG. 28 apresenta o painel frontal do programa, ou seja, a tela onde o usuário controla as funções e o tipo de leitura que a placa de aquisição irá fazer, como também a coleta dos valores das grandezas calculadas.

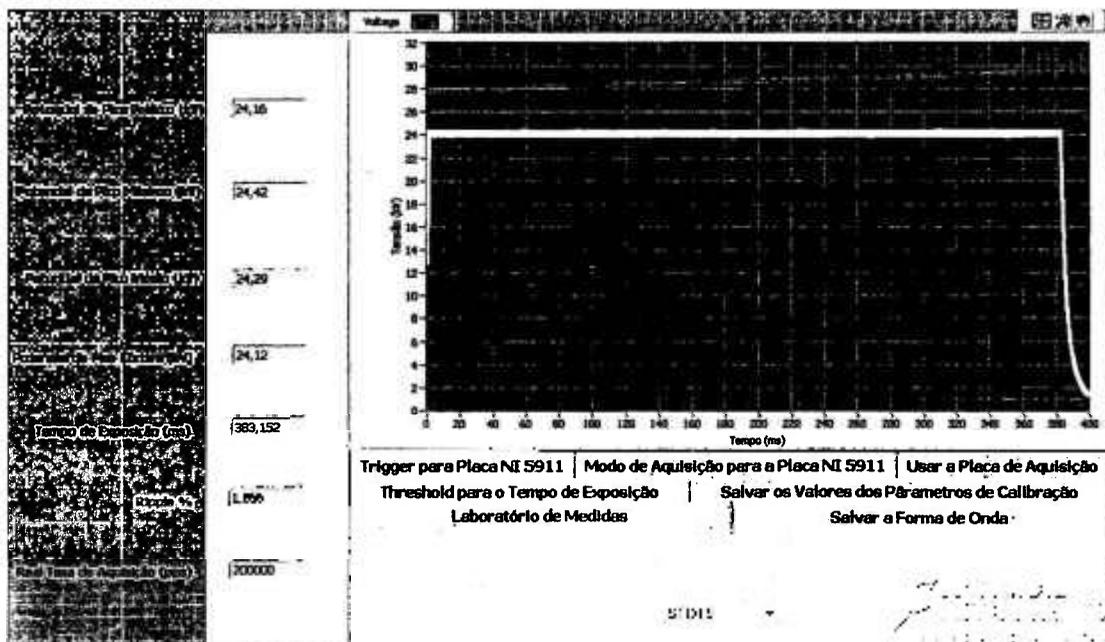


FIGURA 28: Painel frontal do programa desenvolvido para o cálculo de todos os parâmetros associados aos tubos de raios X utilizados neste trabalho.

A FIG. 29 apresenta o fluxograma do funcionamento do programa utilizado para o cálculo das grandezas associadas à forma de onda de tensão do tubo de raios X.

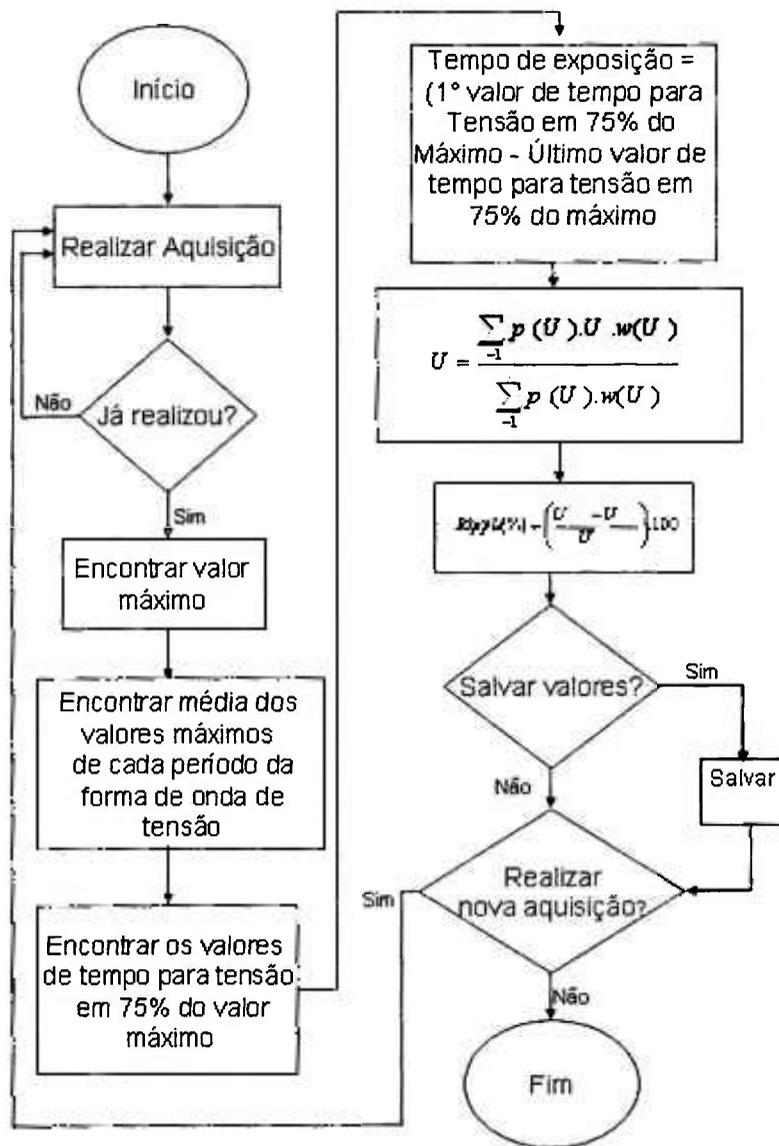


FIGURA 29: Fluxograma do funcionamento de parte do programa desenvolvido para o cálculo de grandezas associadas à forma de onda de tensão.

4.3.2 Comparação entre tensão de pico prática (PPV) e a tensão equivalente em contraste (CEV)

Sabe-se que a definição do PPV é derivada da definição de outra grandeza, Tensão equivalente em Contraste (CEV)^[8]. Neste trabalho pretendeu-se também comparar o PPV com o CEV para equipamentos de raios X clínicos, pois na

literatura existem poucos dados para este tipo de equipamento, como pode ser comprovado em Baorong et al^[15]. Esta comparação foi realizada em três tipos de equipamentos: um equipamento monofásico, um equipamento trifásico de seis pulsos e um equipamento de potencial constante.

4.3.2.1 Medição da tensão equivalente em contraste

O contraste refere-se exatamente à diferença do nível de transparência das partes da imagem que correspondem à anatomia ou à fisiologia das diferentes partes do corpo.

De acordo com artigo publicado por BAORONG et al^[15], o contraste de Kerma pode ser definido como sendo a razão dos valores de kerma no ar medidos respectivamente com (K_{comAl}) e sem (K_{semAl}) material de contraste, para uma geometria específica com um simulador de PMMA de 10 cm de espessura e uma placa de 1 mm de espessura de alumínio como material de contraste.

Esta razão é definida como:

$$C = \frac{K_{semAL}}{K_{comAL}} \quad (20)$$

Para a medida do kerma no ar, utilizou-se uma câmara de ionização Radcal 180cm³ de volume sensível acoplada a um eletrômetro, modelo 9095, de mesma marca.

A FIG. 30 apresenta a montagem experimental usada para a medição do CEV.

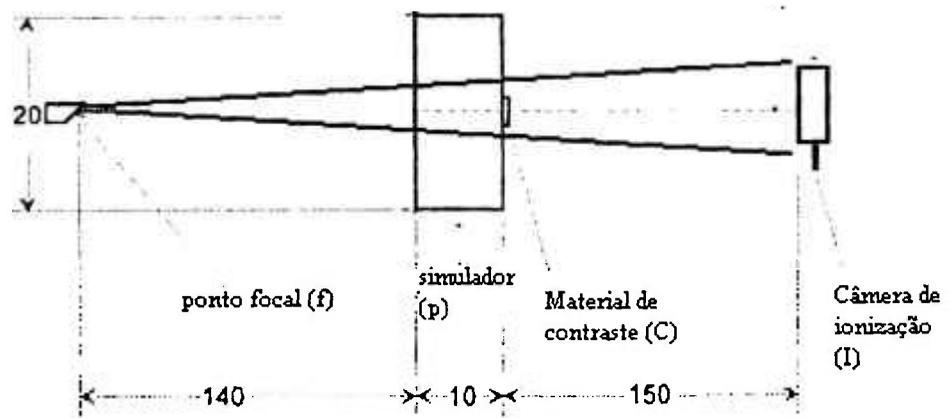


FIGURA 30 - Arranjo experimental para o cálculo do CEV. Todas as medidas são indicadas em centímetros.

Inicialmente, um simulador do tecido humano (p) foi posicionado a 140 cm do ponto focal (f) do equipamento clínico de raios X e, em seguida, a câmara de ionização (I) foi colocada a 150cm do simulador. Foram realizadas 3 medidas para cada configuração (com e sem material de contraste) de modo a determinar o valor médio do contraste de Kerma para um mesmo valor de tensão de referência (como tensão de referência, utilizou-se a Tensão de Pico Média, medida invasivamente). Este procedimento foi realizado para a faixa de tensão de referência entre 50 e 110 kV para os equipamentos trifásico e monofásico e na faixa de 40 a 150 kV para o equipamento de potencial constante.

Para os equipamentos monofásico e trifásico, foi necessária a introdução de um medidor invasivo de produto corrente-tempo (equipamento descrito no item 4.2.6 deste trabalho) de modo a normalizar os valores de kerma no ar. Esta introdução se faz necessária por dois motivos: (1) devido à limitação da potência térmica do tubo, não podemos manter a aplicação de carga por pouco mais de 1s (tempo insuficiente para que a câmara de ionização possa estimar a taxa de kerma) e (2) estes geradores apresentam algumas limitações, como temporizador valvulado, que não garante a reprodutibilidade de tempo em técnicas de radiografia.

Para o equipamento de potencial constante, devido a sua precisão na repetição dos dados e seu resfriamento a óleo, não há a necessidade da utilização de medidores de produto corrente-tempo.

Com a determinação do contraste de kerma para estes equipamentos, o CEV foi determinado ao inserirmos os valores de contraste de kerma em uma curva padrão que contempla a variação do contraste de kerma em função da tensão para um equipamento padrão de potencial constante do laboratório PTB (Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Alemanha). Considera-se esta curva um padrão pois, a partir da mesma, estabeleceu-se as condições de referência para a determinação do PPV em calibração de medidores de kVp (norma IEC 61676). Os dados para esta curva foram fornecidos, a partir de comunicação pessoal, com o Dr. Krammer, H. M. e são apresentados na TAB. 4. Em seguida, utilizamos o método dos mínimos quadrados com o programa Origin para estabelecer uma equação de relação entre a tensão e o contraste de kerma^[12].

Para exemplificar este cálculo, a FIG. 31 apresenta um resultado obtido de contraste de kerma (1,202) para o equipamento trifásico e a determinação da tensão equivalente em contraste utilizando a curva padrão.

TABELA 4: Dados de tensão e contraste de kerma fornecidos pelo Dr. Krammer, H. M. para determinação da curva padrão.

Tensão(kV)	Contraste de kerma
30,00	1,504±0,020
40,00	1,299±0,002
50,00	1,223±0,002
60,00	1,184±0,001
70,00	1,161±0,001
80,00	1,143±0,002
90,00	1,128±0,001
100,00	1,117±0,001
110,00	1,109±0,001
120,00	1,102±0,001
150,00	1,090±0,001

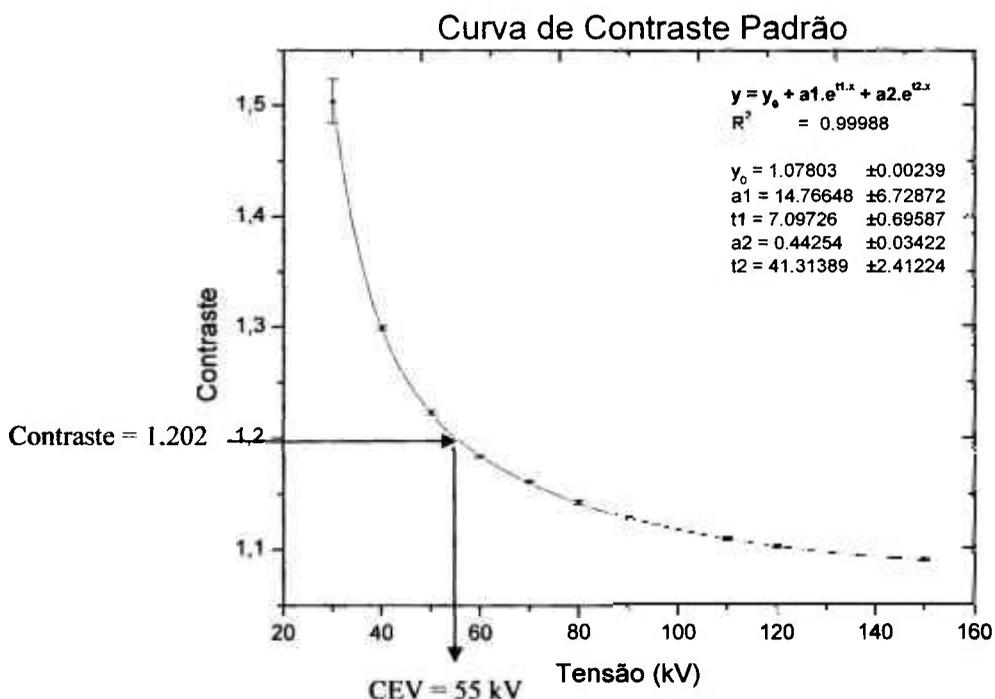


FIGURA 31 - Curva padrão para o cálculo do CEV.

4.3.2.2 Incertezas associadas ao cálculo do CEV

Para o cálculo das incertezas^[34] associadas aos valores medidos do kerma no ar considerou-se como incerteza do tipo A o desvio padrão da média de 3 medições para cada valor de kerma.

Para incertezas do tipo B, associada aos valores de kerma no ar, considera-se inicialmente 0,5% da leitura (quanto à taxa de aquisição) e 0,5% da leitura (quanto à dependência energética); portanto, a incerteza associada a uma leitura do kerma será:

$$u_B = \sqrt{(0.5\%L)^2 * 2} \quad (21)$$

Onde L é a leitura da câmara de ionização.

As incertezas do tipo B relativas ao fator de calibração da câmara de ionização e do fator de correção para temperatura e pressão não foram consideradas, pois como o contraste é a razão dos valores de kerma com e sem material de alumínio, considerou-se que estes fatores se cancelam no cálculo do contraste.

A incerteza do valor do contraste é calculada a partir da seguinte equação:

$$u_C = C \cdot \sqrt{\left(\frac{u_{K_{semAl}}}{K_{semAl}}\right)^2 + \left(\frac{u_{K_{comAl}}}{K_{comAl}}\right)^2} \quad (22)$$

onde C é o valor do contraste de kerma, $u_{K_{semAl}}$ é o valor da incerteza associada ao cálculo do kerma sem material de alumínio, $u_{K_{comAl}}$ é o valor da incerteza associada ao cálculo do kerma com material de alumínio.

Para a determinação da incerteza no valor do CEV, foram utilizados os resultados obtidos a partir da curva de contraste padrão inversa a da FIG. 31, que foi também determinada a partir do método de mínimos quadrados no programa ORIGIN. Dessa forma, o cálculo do CEV é dado pela seguinte equação:

$$CEV = e^{\left(A + \frac{B}{C+H}\right)} \quad (23)$$

onde C é o valor de contraste e $A = 2,92239 \pm 0,01394$, $B = 0,25689 \pm 0,00701$ e $H = -0,96529 \pm 0,00311$.

Segundo a referência [33], sabemos que a incerteza associada a grandezas correlacionadas é dada pela seguinte equação:

$$u^2(y) = \sum_{i=1}^{N-1} \left[\frac{\partial f}{\partial x_i} \right]^2 u^2(x_i) + 2 \cdot \sum_{i=1}^{N-1} \sum_{j=i+1}^N \frac{\partial f}{\partial x_i} \frac{\partial f}{\partial x_j} u(x_i, x_j) \quad (24)$$

onde X_i são as estimativas para os valores de entrada correlacionados e $\mu(X_i, X_j)$ é a covariância estimada associada aos valores de X_i e X_j . Portanto a incerteza para o cálculo do CEV será dada pela seguinte equação:

$$u_{CEV} = \sqrt{\left(\frac{\partial CEV}{\partial A} \right)^2 u_A^2 + \left(\frac{\partial CEV}{\partial B} \right)^2 u_B^2 + \left(\frac{\partial CEV}{\partial C} \right)^2 u_C^2 + \left(\frac{\partial CEV}{\partial H} \right)^2 u_H^2} \quad (25)$$

onde:

$$\frac{\partial CEV}{\partial A} = e^{\left(\frac{A+B}{C+H} \right)} \quad (26)$$

$$\frac{\partial CEV}{\partial B} = \frac{1}{C+H} e^{\left(\frac{A+B}{C+H} \right)} \quad (27)$$

$$\frac{\partial CEV}{\partial C} = \frac{B}{(C+H)^2} e^{\left(\frac{A+B}{C+H} \right)} \quad (28)$$

$$\frac{\partial CEV}{\partial H} = \frac{B}{(C+H)^2} e^{\left(\frac{A+B}{C+H} \right)} \quad (29)$$

Os valores da covariância dos fatores de entrada não foram considerados na equação 25, pois seus valores eram da ordem de 10^{-9} , ou seja, se aproximavam muito de zero.

4.3.3 Medida da tensão de pico prática e de outros parâmetros operacionais associados ao tubo de raios X de forma invasiva

Para a leitura invasiva dos valores instantâneos de tensão aplicada ao tubo, utilizou-se um divisor de tensão (externo ou interno ao gerador) conectado a um microcomputador com uma placa de aquisição de dados. A cada exposição, os dados instantâneos da forma de onda eram coletados e analisados em uma rotina computacional elaborada através do *software* LabVIEW^[31] e utilizados para o cálculo dos parâmetros $kVp_{\text{médio}}$, kVp_{absoluto} e PPV, além da ondulação percentual da tensão e o tempo de exposição. A FIG. 32 apresenta o esquema experimental utilizado para a determinação do PPV.

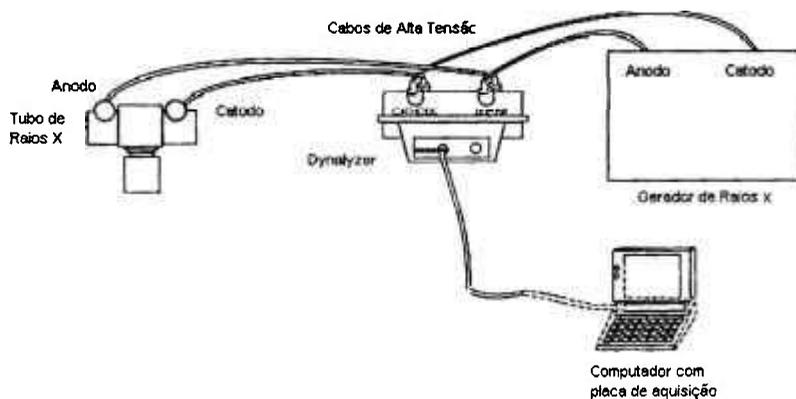


FIGURA 32 - Arranjo experimental para o cálculo do PPV.

4.3.3.1 Incertezas associadas ao cálculo do PPV

Para o cálculo das incertezas^[15,35] associadas ao PPV considerou-se como incerteza do tipo A o desvio padrão da média de 3 medições.

Para incertezas do tipo B considerou-se, inicialmente, o valor indicado pelos manuais dos fabricantes do divisor de tensão Dynalyzer e da placa de aquisição. Para o divisor de tensão, a incerteza está associada à exatidão da razão da tensão, que é 1% em até 75 kV por canal (anodo ou catodo) e, para a placa de aquisição, a incerteza está associada à resolução, ou seja, a menor quantificação do sinal amostrado, sendo também representado pelo bit menos significativo (LSB – *Least Significant Bit*)^{XIV}. A resolução em tensão de uma placa de aquisição é representada pela equação 30.

^{XIV} No caso das placas utilizadas, a incerteza declarada era de ½ LSB.

$$V_{res} = \frac{V_{ref}}{2^n - 1} \quad (30)$$

onde V_{res} é o valor da resolução em tensão, V_{ref} é o valor da tensão de referência selecionada previamente na placa de aquisição e n é o número de bits.

Devido ao fato do cálculo do PPV depender da amostragem da forma de onda^[36] de tensão do tubo de raios X (todos os valores de tensão que compõem a forma de onda) e, a aquisição de cada valor de tensão é independente dos outros, foi considerado que a tensão de pico prática depende de grandezas não correlacionadas; portanto, sua incerteza foi dada pela seguinte expressão:

$$u_c^2(PPV) = \sum_1^N \left(\frac{\partial f}{\partial U_i} \right)^2 \cdot [u(U_i)]^2 \quad (31)$$

onde u_c é a incerteza combinada do PPV, $u(U_i)$ é a incerteza pontual para cada valor de tensão U_i e $\partial f/\partial U_i$ é o chamado coeficiente de sensibilidade para cada U_i dentre os "N" valores da amostragem e seu valor é dado por:

$$\frac{\partial f}{\partial U_i} = \frac{[w(U_i) \cdot U_i + w(U_i)] \sum_{i=1}^N w(U_i) - \sum_{i=1}^N U_i \cdot w(U_i) \cdot \sum_{i=1}^N w(U_i)}{\left(\sum_{i=1}^N w(U_i) \right)^2}, \text{ onde}$$

$$w(U_i) = \begin{cases} 0 \xrightarrow{\text{para}} U_i < 20kV \\ (2.a.U_i + b) \cdot \exp(a.U_i^2 + b.U_i + c) \xrightarrow{\text{para}} 20kV \leq U_i < 36kV \\ 4d.U_i^3 + 3.e.U_i^2 + 2.f.U_i + g \xrightarrow{\text{para}} 36kV \leq U_i \leq 150kV \end{cases}$$

sendo:

$$a = -8,64855.10^{-3}$$

$$b = 8,170361.10^{-1}$$

$$c = -2,327793.10^1$$

$$d = 4,310644.10^{-10}$$

$$e = -1,662009.10^{-7}$$

$$f = 2,308190.10^{-5}$$

$$g = 1,030820.10^{-5}$$

4.3.4 Comportamento da tensão de pico prática em relação a outras definições de tensão de aceleração aplicadas em tubos de raios X

No item 3.4 deste trabalho foram apresentadas algumas definições conhecidas para tensão aplicada a tubos de raios X. O propósito destas medições foi estudar o comportamento do PPV em relação às definições de tensão de pico absoluto e tensão de pico média para três diferentes tipos de forma de onda: (1) trifásico 6 pulsos com retificação de onda completa, (2) monofásico com retificação de onda completa e (3) equipamento de potencial constante industrial todos descritos no item 4.2.1 deste trabalho. Para a leitura dos valores de tensão dos equipamentos monofásico e trifásico, utilizamos o divisor de tensão Dynalyzer^[22] e uma placa de aquisição (NI 5911)^[30]. Para a leitura dos valores de tensão do equipamento de potencial constante, utilizamos o divisor de tensão interno do equipamento e também a placa de aquisição (NI 5911). Dessa forma, os dados de tensão do tubo de raios X eram enviados para o programa desenvolvido em LabVIEW descrito no item 4.3.1 deste trabalho. A taxa de aquisição foi mantida constante durante toda a medição em 200.000 pps.

As incertezas indicadas para as medidas do $kV_{p\text{médio}}$, $kV_{p\text{absoluto}}$ e do PPV foram determinadas, inicialmente, a partir do desvio padrão de 3 medições para cada tensão nominal. Para o PPV, a incerteza do tipo B foi calculada de acordo com o já indicado no item 4.3.3.1 e para as outras grandezas foi considerada a incerteza indicada pelo manual do divisor de tensão Dynalyzer e do divisor de tensão interno do potencial constante.

4.3.5 Influência da ondulação percentual da forma de onda no cálculo invasivo e não invasivo da tensão de pico prática

Ao observarmos a definição de PPV, vemos que seu cálculo depende fortemente da forma de onda de tensão e, portanto, da ondulação percentual desta forma de onda. As medições de PPV^[37], nesta parte do trabalho, foram feitas de modo a determinar a influência da ondulação percentual ("ripple") da tensão nas medidas de PPV obtidas por dois métodos. O método invasivo de cálculo do PPV foi efetuado de acordo com o já apresentado no item 4.3.3. O método não-invasivo derivou-se da leitura de um medidor Diavolt da PTW^{XV} e da leitura de um equipamento 9095 da Radcal, ambos descritos no item 4.2.7 deste trabalho. Estas medidas foram realizadas para o equipamento trifásico e o equipamento monofásico (ambos descritos no item 4.2.1 deste trabalho), e as tensões de referência ($kV_{p_{medio}}$) utilizadas estiveram entre 60 e 100 kV, para alguns valores de corrente no tubo (produzindo, devido a impedância dos cabos de alta tensão, formas de onda com diferentes ondulações percentuais de tensão). É importante ressaltar que o equipamento trifásico utilizado permite a variação, para a mesma tensão de referência, da ondulação percentual da forma de onda, já com o equipamento monofásico, esta variação não é possível. A determinação do PPV foi feita simultaneamente: (1) por meio de leitura direta com o medidor não-invasivo e (2) com a placa de aquisição PCI MIO 16E-4 (NI)^[29] acoplada ao divisor de tensão Dynalyzer III. A FIG. 33 apresenta o arranjo experimental utilizado para o levantamento dos dados.

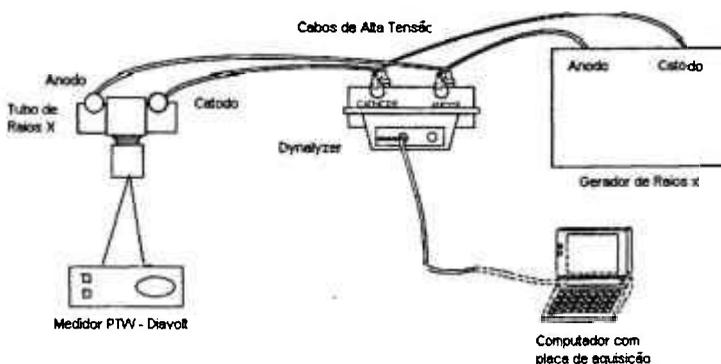


FIGURA 33 - Arranjo experimental para o cálculo do PPV invasiva e não-invasivamente.

^{XV} Medidor pertencente ao Laboratório Primário PTB, gentilmente cedido para as medições realizadas.

As incertezas indicadas para as medidas do PPV calculado invasiva e não invasivamente, foram determinadas, inicialmente, a partir do desvio padrão de 3 medições para cada tensão nominal. Para a medida invasiva, a incerteza do tipo B foi calculada de acordo com o já indicado no item 4.3.3.1. Para a medida não invasiva, a incerteza do tipo B foi determinada de acordo com o manual dos equipamentos (descritos no item 4.2.7 deste trabalho).

4.3.6 Influência da taxa de amostragem da forma de onda no cálculo da tensão de pico prática

A taxa de amostragem representa a frequência com a qual o sinal é coletado e, na maioria das placas de aquisição, é uma grandeza que pode ser variada. Pelo teorema de Nyquist^[38], podemos estabelecer como requisito mínimo de taxa de amostragem o valor de duas vezes a frequência de um sinal periódico a ser lido. De acordo com a definição do PPV, percebe-se a dependência desta grandeza com a forma de onda de tensão do tubo de raios X, ou seja, o PPV deve ter uma dependência da taxa de amostragem selecionada. Inicialmente, iremos avaliar a influência da taxa de amostragem no cálculo do PPV invasivo, em comparação com sua determinação não-invasiva para a forma de onda de um equipamento trifásico. Para um estudo mais detalhado da influência da taxa de amostragem no cálculo do invasivo do PPV, será também avaliada a diferença entre o cálculo do PPV com o $kV_{p_{absoluto}}$ e com o $kV_{p_{medio}}$ em função da variação da taxa de amostragem para 3 tipos de forma de onda: (1) de um equipamento mamográfico com gerador de alta frequência, (2) para um equipamento trifásico de 6 pulsos e (3) para um equipamento monofásico com retificação de onda completa. É importante ressaltar que o fenômeno de *Aliasing* (ocorre quando a taxa de aquisição é menor que a frequência do sinal e a forma de onda acaba não sendo representada corretamente) não foi evitado de modo a verificar o comportamento do cálculo do PPV em função da teoria de Nyquist.

4.3.6.1 Influência da taxa de amostragem na comparação entre o cálculo invasivo e não invasivo da tensão de pico prática

Para realização das medidas e o estudo da influência da taxa de amostragem na comparação entre o cálculo invasivo e não invasivo do PPV, foi utilizado um sistema de raios-X Trifásico de 6 pulsos (equipamento descrito no item 4.2.1) e um sistema de raios-X monofásico com retificação de onda completa (equipamento descrito no item 4.2.1). Ambos eram conectados ao divisor de tensão Dynalyzer III–(Radcal Co.) e este, por sua vez, enviava os dados para uma placa de aquisição (NI-PCI-MIO-16E-4 - equipamento descrito no item 4.2.2). Em seguida, esses dados eram enviados para uma rotina desenvolvida em LabVIEW e as grandezas PPV e $kV_{p_{absoluto}}$ eram calculadas. Um medidor não-invasivo de tensão (9095-Radcal Co. - equipamento descrito no item 4.2.7) foi exposto aos feixes de raios X produzidos de modo a também calcular o PPV. Dessa forma, variamos, na placa de aquisição, a taxa de 200.000 a 100 pps para uma tensão de referência (tensão de pico média) de 50 kV^[39].

As incertezas indicadas para estas medidas do PPV foram determinadas a partir do desvio padrão de 3 medições para cada taxa de aquisição e as incertezas do tipo B foram determinadas em função do descrito no item 4.3.3.1. As incertezas do tipo B, para o equipamento não-invasivo, foram determinadas de acordo com o manual.

4.3.6.2 Variação da tensão de pico prática com a taxa de amostragem para um mamógrafo de alta frequência.

O método invasivo de cálculo do PPV foi efetuado de acordo com o que já foi apresentado no item 4.3.3. e, para as medições, foi utilizado o sistema de raios X mamográfico com divisor de tensão interno (equipamento descrito no item 4.2.1) conectado a uma placa de aquisição de dados (NI 5911 – equipamento descrito no item 4.2.2). Os dados de tensão eram coletados e enviados para a rotina desenvolvida em LabVIEW e, dessa forma, o PPV, $kV_{p_{medio}}$ e o $kV_{p_{absoluto}}$ eram calculados para cada taxa de amostragem utilizada. Para estas medidas, foram utilizadas as faixas de 100 a 1.000.000 pps para uma tensão de referência

de 24 kV e, para cada caso, realizou-se 3 medidas, de modo a determinar a variação estatística nas medidas.

As incertezas indicadas para estas medidas do PPV foram determinadas a partir do desvio padrão de 3 medições para cada taxa de aquisição e as incertezas do tipo B foram determinadas em função do descrito no item 4.3.3.1.

4.3.6.3 Variação da tensão de pico prática com a taxa de amostragem para uma forma de onda simulada de um equipamento trifásico

O método invasivo de cálculo do PPV foi efetuado de acordo com o já apresentado no item 4.3.3. e, para as medições, foi utilizado o sistema de raios X Trifásico de 6 pulsos conectado ao divisor de tensão Dynalyzer (equipamento descrito no item 4.2.1) que envia os dados de tensão permitindo que estes fossem colhidos por uma placa de aquisição (NI-PCI-MIO-16E-4 - equipamento descrito no item 4.2.2). Em seguida, esses dados foram enviados para rotina desenvolvida em LabVIEW e o PPV, kVp_{medio} e o kVp_{absoluto} eram calculados. Este sistema trifásico não garante a reprodutibilidade da forma de onda em técnicas de radiografia e, portanto, o estudo da variação do PPV em função da taxa pode ser prejudicado. Dessa forma, adotamos um sistema onde, fazíamos a aquisição de uma forma de onda com taxa de 200.000 pps e, com uma rotina desenvolvida em LabVIEW, as formas de onda para as taxas entre 200.000 e 100 pps foram simuladas.

As incertezas indicadas para estas medidas do PPV foram determinadas de acordo com o indicado no item 4.3.3.1.

4.3.6.4 Variação da tensão de pico prática com a taxa de amostragem para a forma de onda simulada de um equipamento monofásico

O método invasivo de cálculo do PPV foi efetuado de acordo com o já apresentado no item 4.3.3. e, para as medições, foi utilizado o sistema de raios X monofásico com retificação de onda completa conectado ao divisor de tensão Dynalyzer (equipamento descrito no item 4.2.1) que envia os dados de tensão permitindo que estes fossem colhidos por uma placa de aquisição (NI-PCI-MIO-16E-4 - equipamento descrito no item 4.2.2). Em seguida, esses dados eram

enviados para rotina desenvolvida em LabVIEW e o PPV, kVp_{medio} e o kVp_{absoluto} eram calculados. Este sistema monofásico não garante a reprodutibilidade da forma de onda em técnicas de radiografia e, portanto, o estudo da variação do PPV em função da taxa pode ser prejudicado. Dessa forma, adotamos um sistema onde, fazíamos a aquisição de uma forma de onda com taxa de 200.000 pps para a tensão de referência de 60kV e, com uma rotina desenvolvida em LabVIEW, as formas de onda para as taxas entre 200.000 e 100pps foram simuladas.

As incertezas indicadas para estas medidas do PPV foram determinadas de acordo com o indicado no item 4.3.3.1.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Comparação entre tensão equivalente em contraste (CEV) e tensão de pico prática (PPV)

Como já citado anteriormente, o PPV é derivado de outra grandeza, a Tensão Equivalente em Contraste (CEV). Nesta parte do trabalho, foram comparados os valores das grandezas PPV e CEV para três tipos de geradores de raios X diferentes, com diferentes variações percentuais de potencial na forma de onda (monofásico, trifásico e potencial constante).

5.1.1 Equipamento monofásico

A TAB. 5 apresenta os correspondentes valores da Tensão Equivalente em Contraste para o sistema monofásico em relação à curva de contraste padrão fornecido pelo PTB. A diferença entre CEV e PPV, em tensão, também é apresentada nesta tabela.

É possível reparar na TAB.5 que os valores da diferença entre o PPV e o CEV tendem a aumentar, à medida que a tensão de referência também aumenta. Entretanto, pode-se observar que, para a maioria das faixas de tensão estudadas, a incerteza do CEV é maior que a diferença entre ele e o PPV. Repara-se também que, para a faixa de tensão entre 64,7 e 90 kV, houve as maiores diferenças, sendo a maior para a tensão de referência de 85,4 kV.

TABELA 5 - Comparação entre a tensão de pico prática (PPV), medida invasivamente, e a tensão equivalente em contraste (CEV) para o equipamento monofásico. A tensão de referência é o $kV_{p\text{médio}}$.

Tensão de referência (kV)	Contraste	CEV (kV)	PPV (kV)	$\Delta_{PPV-CEV}$ (kV)
55,40±0,32	1,229±0,029	50,7±5,4	51,15±0,42	0,41
59,72±0,44	1,203±0,017	56,3±4,2	55,32±0,46	-0,96
64,70±0,45	1,168±0,016	67,0±6,2	59,77±0,49	-7,22
69,92±0,50	1,161±0,018	69,8±7,7	64,19±0,54	-5,65
76,91±0,52	1,178±0,015	63,4±5,0	70,34±0,58	6,94
85,40±0,55	1,125±0,017	91,9±15	77,39±0,64	-14,54
98,88±0,56	1,128±0,014	89±12	89,17±0,74	-0,2

A FIG. 33 apresenta o gráfico dos resultados obtidos para os valores de contraste, em função da tensão do tubo de raios X, para o equipamento monofásico. No mesmo gráfico, é apresentado a curva padrão obtida para o equipamento de potencial constante pertencente ao laboratório primário PTB e, dessa forma, pode-se observar o modo que, para cada tensão de referência, os valores se afastam da curva padrão.

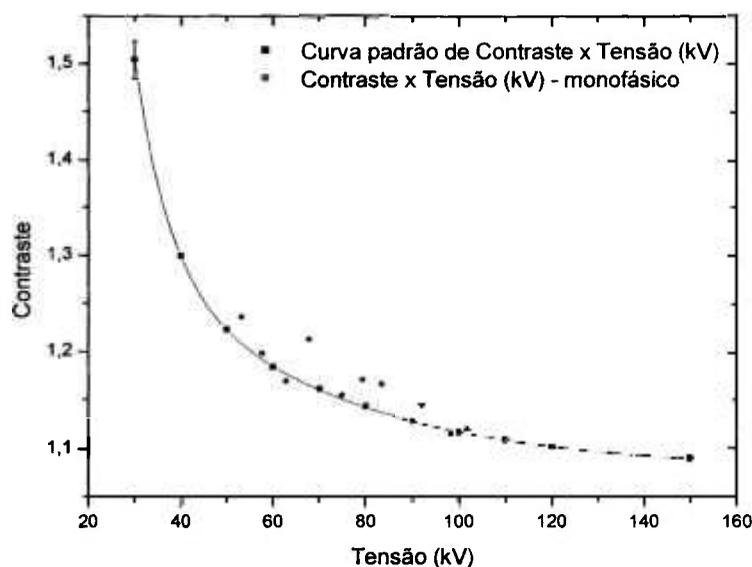


FIGURA 33 - Contraste em função da tensão para o equipamento monofásico, comparada à curva da FIG.31.

É importante ressaltar que este equipamento possui limitações quanto à reprodutibilidade das medidas e, como pode-se observar na FIG. 33, a curva padrão é uma exponencial; portanto, pequenas variações no valor do contraste calculado para este equipamento, podem gerar grandes variações no valor do CEV principalmente para valores de tensão maiores que 80 kV e isso ajuda a explicar o fato de que para tensões maiores a diferença entre o PPV e o CEV tende a ser maior.

5.1.2 Equipamento trifásico

A TAB. 6 apresenta os valores da Tensão Equivalente em Contraste e Tensão de Pico Prática calculados para o sistema Trifásico em relação à curva de contraste padrão fornecido pelo PTB. A diferença, em tensão, entre as duas grandezas, também é apresentada nesta tabela.

TABELA 6 - Comparação entre a tensão de pico prática (PPV), medida invasivamente, e a tensão equivalente em contraste (CEV) para o equipamento trifásico. A tensão de referência é o $kVp_{\text{médio}}$.

Tensão de referência (kV)	Contraste	CEV (kV)	PPV (kV)	$\Delta_{PPV-CEV}$ (kV)
61,83±0,36	1,202±0,011	55,0±3,4	57,35±0,47	2,3
67,45±0,38	1,1875±0,0083	59,0±3,4	63,39±0,52	4,3
76,89±0,44	1,1571±0,0095	70,9±5,7	71,96±0,59	1,0
85,78±0,48	1,1179±0,0095	100±12	77,90±0,64	-22,2
91,24±0,52	1,1515±0,0074	73,9±5,3	84,76±0,70	10,9
98,37±0,54	1,1289±0,0070	89,3±7,7	91,36±0,75	2,0
106,11±0,62	1,1241±0,0073	93,7±8,7	98,71±0,81	5,0

É possível reparar na TAB. 6, como no caso do monofásico, a diferença também aumenta para tensões maiores que 80 kV. Repara-se também que, para a faixa de tensão entre 80 e 90 kV, houve as maiores diferenças, sendo a maior delas para a tensão de referência de 85,78 kV.

A FIG. 34 apresenta o gráfico dos resultados obtidos para os valores de contraste, em função da tensão do tubo de raios X, para o equipamento trifásico. No mesmo gráfico, é apresentada a curva padrão obtida para o equipamento de potencial constante pertencente ao laboratório primário PTB e, dessa forma, pode-se observar o modo com que, para cada tensão de referência, os valores se afastam da curva padrão.

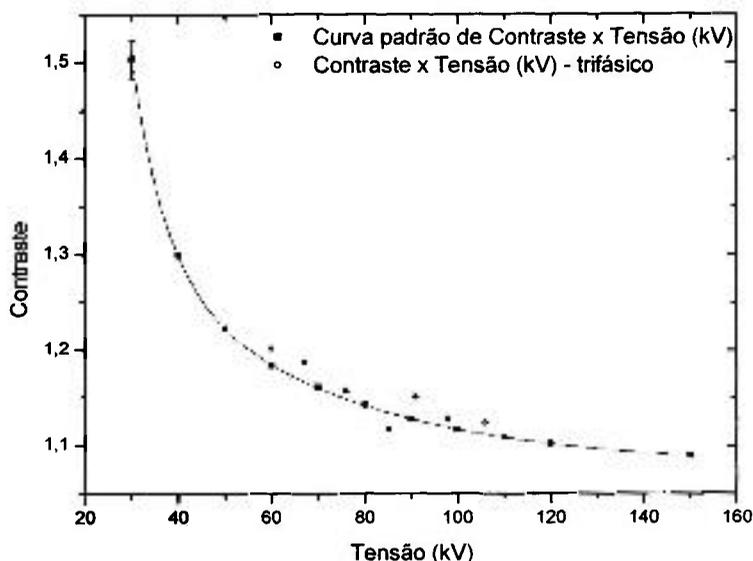


FIGURA 34 - Contraste em função da tensão para o equipamento trifásico comparada à curva da FIG. 31.

É importante ressaltar que este equipamento possui limitações quanto à reprodutibilidade das medidas e, como se pode observar na FIG. 34, a curva padrão é uma exponencial; portanto, pequenas variações no valor do contraste calculado para este equipamento, podem gerar grandes variações no valor do CEV principalmente para valores de tensão maiores que 80 kV e isso ajuda a explicar o fato de que para tensões maiores a diferença entre o PPV e o CEV tende a ser maior.

5.1.3 Equipamento de potencial constante não clínico

A TAB. 7 apresenta os valores da Tensão Equivalente em Contraste e Tensão de Pico Prática calculados para o sistema potencial constante não-clínico

em relação à curva de contraste padrão fornecido pelo PTB. A diferença, em tensão, também é apresentada nesta tabela.

TABELA 7 - Comparação entre a tensão de pico prática (PPV), medida invasivamente, e a tensão equivalente em contraste (CEV) para o equipamento de potencial constante não clínico. A tensão de referência é o valor indicado pelo controlador do equipamento.

Tensão Referência (kV)	Contraste	CEV (kV)	PPV (kV)	$\Delta_{PPV-CEV}$ (kV)
40,00±0,23	1,340±0,008	37,0±1,6	40,36±0,10	3,36
50,00±0,29	1,260±0,006	45,6±1,8	49,70±0,14	4,1
60,00±0,35	1,210±0,005	54,4±2,1	58,50±0,16	4,1
70,00±0,40	1,190±0,005	59,5±2,4	69,05±0,17	9,55
80,00±0,46	1,160±0,005	70,0±3,2	79,46±0,22	9,46
90,00±0,52	1,140±0,005	80,5±4,1	89,59±0,24	9,09
100,00±0,58	1,130±0,005	87,5±4,9	99,03±0,26	11,53
120,00±0,69	1,110±0,005	108,2±7,9	118,99±0,24	10,79

É possível reparar na TAB. 7, como no caso do monofásico e do trifásico, a diferença entre o CEV e o PPV também tende a aumentar à medida que a tensão de referência também aumenta.

Para o caso do equipamento trifásico e monofásico, as maiores diferenças ocorreram para a faixa entre 80 e 85 kV. Já para o equipamento de potencial constante, a maior diferença ocorreu em 100 kV. Todos estes dados indicam que, para equipamentos estudados (monofásico, trifásico e potencial constante), não se pode negar a afirmação de Baorong^[15] de que as duas grandezas são equivalentes, tendo em vista que o valor da incerteza do CEV se aproxima muito, na maioria dos casos, do valor da diferença entre o CEV e o PPV. Entretanto, é possível reparar nos resultados apresentados por Baorong^[15] que para sistemas com *ripples* maiores, os valores de tensão são para baixas tensões de referência (entre 40 e 60 kV), ficando longe da área crítica na curva de referência, demonstrada na FIG. 31.

A FIG. 35 apresenta o gráfico dos resultados obtidos para os valores de contraste, em função da tensão do tubo de raios X, para o equipamento de

potencial constante. No mesmo gráfico, é apresentada a curva padrão obtida para um equipamento de potencial constante pertencente ao laboratório primário PTB.

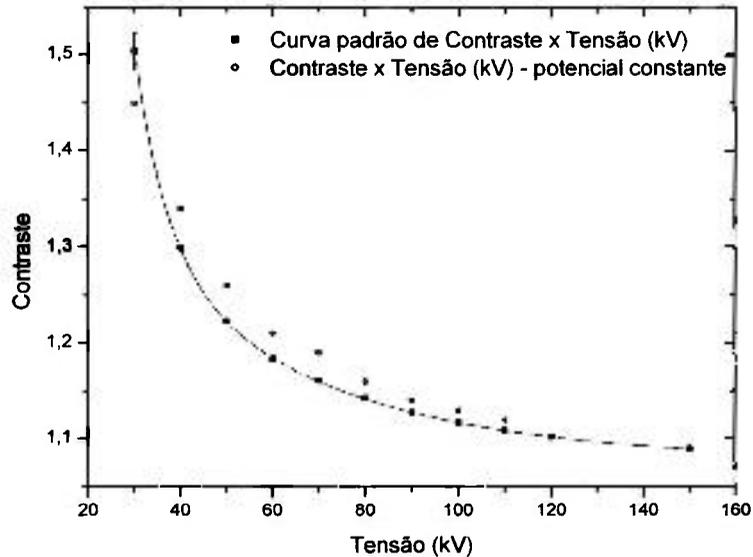


FIGURA 35 - Contraste em função da tensão para o equipamento potencial constante, comparada à curva da FIG. 31.

Diferente dos casos anteriores, este equipamento trata-se de um equipamento não clínico e, portanto, limitações quanto à reprodutibilidade não precisam ser consideradas e, como vemos na FIG.35, os dados de contraste em função da tensão para este equipamento, se alinham de modo muito mais coerente (aproximando-se de uma exponencial) do que para os casos apresentados na FIG. 34 e na FIG. 35. Sabemos que a diferença principal entre essas formas de onda é sua ondulação percentual (monofásico, em torno de 95%; trifásico, em torno de 15% e potencial constante, em torno de 1%). Portanto, os primeiros dados coletados para este trabalho, mostram uma dependência do PPV com a ondulação percentual da forma de onda.

5.2 Comportamento da tensão de pico prática em relação a outras definições da tensão aplicada em tubos de raios X

A TAB. 8 apresenta os dados obtidos para a tensão de pico prática (PPV), tensão de pico média, tensão de pico absoluto e as variações dessas últimas duas grandezas com o PPV para o equipamento monofásico com retificação de onda completa. A FIG. 36 apresenta uma forma de onda do equipamento monofásico com retificação de onda completa e o cálculo de suas principais grandezas associadas.

TABELA 8 - Comportamento do PPV em relação ao $kVp_{\text{médio}}$ e kVp_{absoluto} para o equipamento monofásico em medições invasivas.

PPV (kV)	$kVp_{\text{médio}}$ (kV)	kVp_{absoluto} (kV)	$\Delta_{\text{PPV-médio}}$ (kV)	$\Delta_{\text{PPV-absoluto}}$ (kV)
51,08±0,61	54,61±0,37	54,93±0,68	3,53	3,85
55,18±0,48	59,30±0,41	59,89±0,67	4,12	4,71
59,69±0,47	64,69±0,47	65,15±0,71	5,00	5,46
64,32±0,56	69,93±0,53	70,39±0,73	5,61	6,07
70,38±0,49	76,89±0,42	77,44±0,83	6,51	7,06
77,53±0,56	85,38±0,55	85,88±0,91	7,85	8,35
84,23±0,60	93,5±0,59	94,03±0,98	9,27	9,8
89,23±0,60	98,23±0,59	99,6±1,0	9,00	10,34

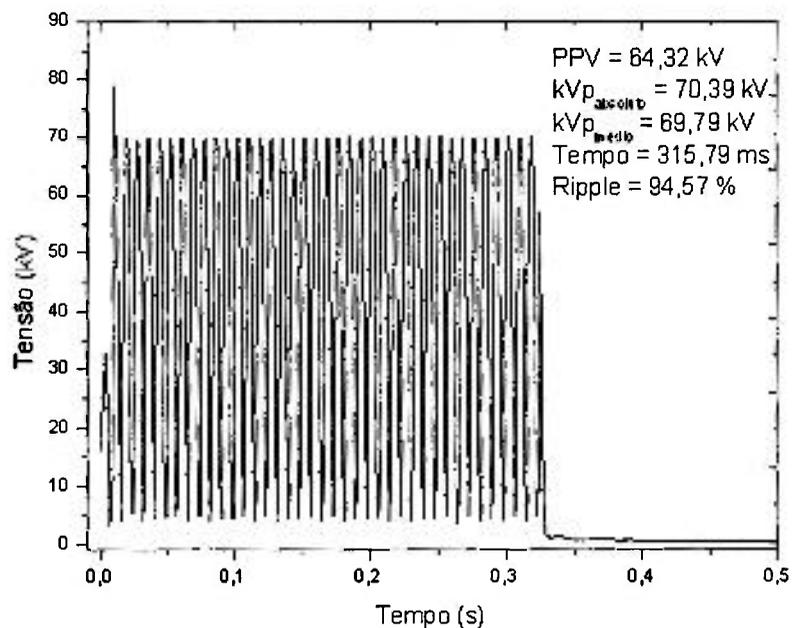


FIGURA 36 – Forma de onda de tensão do tubo de raios X para o equipamento monofásico com retificação de onda completa.

A TAB. 9 apresenta os dados obtidos para a tensão de pico prática (PPV), tensão de pico média, tensão de pico absoluto e as variações dessas últimas duas grandezas com o PPV para o equipamento trifásico de seis pulsos. A FIG. 37 apresenta uma forma de onda do equipamento trifásico de seis pulsos e o cálculo de suas principais grandezas associadas.

TABELA 9 - Comportamento do PPV em relação ao $kVp_{médio}$ e $kVp_{absoluto}$ para o equipamento trifásico em medições invasivas.

PPV (kV)	$kVp_{médio}$ (kV)	$kVp_{absoluto}$ (kV)	$\Delta PPV\text{-médio}$ (kV)	$\Delta PPV\text{-absoluto}$ (kV)
57,36±0,42	61,62±0,38	62,30±0,74	4,26	4,94
63,33±0,38	68,25±0,32	68,99±0,75	4,92	5,66
71,79±0,45	77,23±0,43	78,12±0,83	5,54	6,33
78,58±0,47	84,54±0,49	85,35±0,87	5,96	6,77
85,08±0,51	92,67±0,51	93,70±0,98	7,59	8,62
91,77±0,52	99,15±0,53	99,9±1,0	7,35	8,18

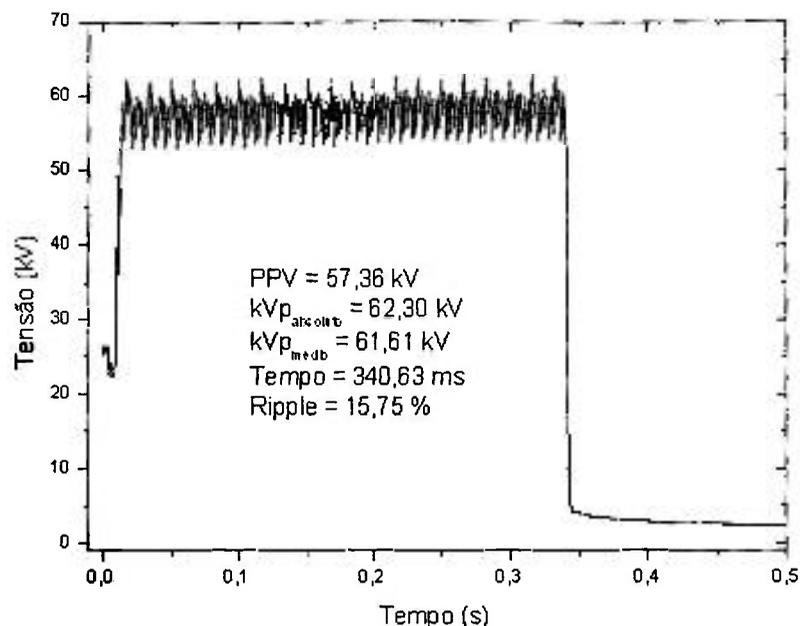


FIGURA 37 – Forma de onda de tensão do tubo de raios X para o equipamento trifásico de seis pulsos.

A TAB. 10 apresenta os dados obtidos para a tensão de pico prática (PPV), tensão de pico média, tensão de pico absoluto e as variações dessas últimas duas grandezas com o PPV para o equipamento de potencial constante industrial. A FIG. 38 apresenta uma forma de onda do equipamento de potencial constante industrial e o cálculo de suas principais grandezas associadas.

TABELA 10 - Comportamento do PPV em relação ao $kVp_{médio}$ e $kVp_{absoluto}$ para o equipamento de potencial constante em medições invasivas.

PPV (kV)	$kVp_{médio}$ (kV)	$kVp_{absoluto}$ (kV)	$\Delta_{PPV-médio}$ (kV)	$\Delta_{PPV-absoluto}$ (kV)
49,20±0,31	49,42±0,30	49,69±0,56	0,22	0,49
59,63±0,35	59,86±0,32	60,13±0,65	0,23	0,50
69,48±0,30	69,60±0,37	69,84±0,73	0,12	0,36
79,88±0,31	80,02±0,39	80,27±0,82	0,14	0,39
89,39±0,32	89,51±0,40	90,12±0,91	0,12	0,73
99,59±0,31	99,73±0,40	99,9±1,0	0,12	0,39

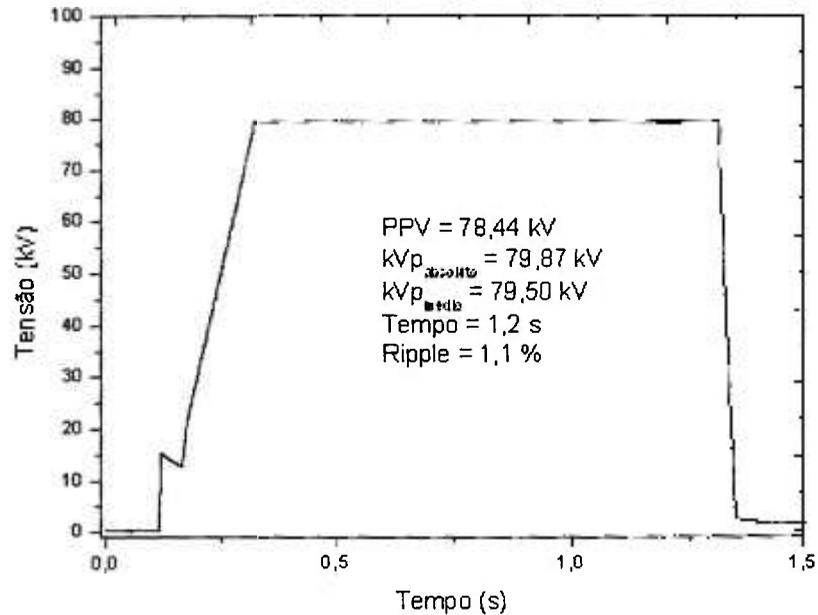


FIGURA 38 – Forma de onda de tensão do tubo de raios X para o equipamento potencial constante.

Ao observar as TAB. 8 e 9, repara-se que a diferença, em kV, entre o PPV e as outras grandezas passa a ser maior à medida que a tensão também aumenta. Já a TAB. 10 mostra que a diferença entre o PPV e as outras grandezas permanece praticamente a mesma para os diferentes valores de tensão do tubo de raios X.

As TAB. 8 e 9 referem-se a equipamentos clínicos reais (trifásico e monofásico) e suas formas de onda (como mostram as FIG. 36, 37 e 38) são de maior ondulação percentual, em relação à forma de onda de um equipamento de potencial constante. Além disso, repara-se que para o equipamento monofásico as diferenças entre o PPV e as outras grandezas são maiores, ou seja, os dados mostram que existe uma dependência do PPV com a ondulação percentual da forma de onda, tendo em vista que, à medida que a ondulação aumenta, a diferença entre o PPV e as outras grandezas também aumenta. Repara-se também que, em todas as tabelas, a diferença entre o kVp_{absoluto} e o PPV são maiores que as diferenças entre o kVp_{médio} e o PPV. Isso se dá pela própria definição das grandezas pois, deve-se lembrar que o kVp_{absoluto} representa o maior valor em tensão da forma de onda. Para o caso do potencial constante, as diferenças não são significativas.

5.3 Influência da ondulação percentual da forma de onda de tensão aplicada ao tubo de raios-X na tensão de pico prática (PPV), em medições invasivas e não invasivas

As TAB. 11 e 12 apresentam os resultados obtidos para a medição dos parâmetros PPV e ondulação percentual da forma de onda de tensão, para o gerador trifásico e monofásico respectivamente, utilizando o sistema invasivo de medição com divisor de tensão e placa de aquisição de dados e, como sistema não-invasivo, utilizou-se o medidor Diavolt da PTW.

Segundo a norma IEC 61676, os resultados para o PPV não devem ultrapassar o máximo erro intrínseco relativo e, esta grandeza é calculada de acordo com a equação 32 e apresentada nas TAB. 11 e 12 como "Erro".

$$|\epsilon| = \left| \frac{\hat{U}_{meas} - \hat{U}_{true}}{\hat{U}_{true}} \right| \leq 0,02 \quad (32)$$

onde \hat{U}_{meas} é o valor medido pelo corpo de prova, ou seja, pelo medidor não-invasivo; \hat{U}_{true} é o valor verdadeiro convencional, medido pelo sistema de referência, no caso, sistema invasivo. O erro intrínseco relativo não deve ultrapassar o limite de 0,02.

TABELA 11 - Comparação entre os valores de PPV medidos invasivamente (Dynalyzer) e não-invasivamente (Diavolt) para o gerador trifásico. O "ripple" foi variado por meio da variação da corrente no tubo. A tensão de referência é o $kV_{p\text{médio}}$.

Tensão de Referência (kV)	Ripple (%)	Medidor invasivo	Medidor não invasivo	Erro
		PPV (kV)	PPV (kV)	
60,3±0,6	16,9	56,0± 0,4	56,7±0,8	0,01
	19,7	53,5± 0,4	54,6±0,8	0,02
	23,6	51,2± 0,5	52,6±0,8	0,03
70,2±0,6	11,3	65,7±0,6	66,5±0,8	0,01
	15,1	65,0± 0,5	65,7±0,8	0,01
	17,0	63,8±0,6	64,3±0,9	0,01
	25,4	58,1±0,5	59,8±0,9	0,03
79,4±0,7	9,7	73,7±0,6	74,8±0,9	0,01
	14,2	74,0±0,6	75,0±0,9	0,01
	18,5	72,2±0,6	73,0±0,9	0,01
90,4±0,7	8,4	84,8±0,7	86,4±1,0	0,02
	11,3	83,2±0,7	85,0±1,0	0,02
	14,3	83,0±0,7	85,2±1,0	0,03
	20,3	79,4±0,7	81,7±1,0	0,03
99,4±0,8	9,3	92,0±0,7	93,5±1,0	0,02
	14,9	91,4±0,8	92,6±1,0	0,01
	23,1	85,8±0,7	87,4±1,1	0,02
	27,7	82,8±0,7	84,8±1,1	0,02

A FIG. 39 apresenta a diferença entre o PPV calculado invasivamente e não invasivamente em função da ondulação percentual da forma de onda para o gerador trifásico de 6 pulsos. Em todas as figuras, as linhas não representam um ajuste, sendo apenas para guiar os olhos. A linha horizontal central representa o máximo erro intrínseco relativo.

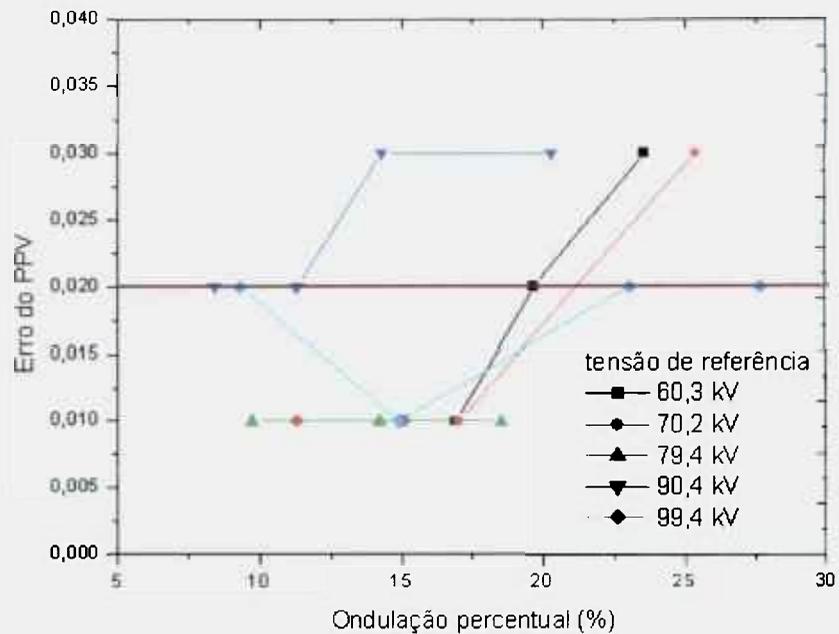


FIGURA 39 - Diferença entre o PPV, calculado invasivamente, através da equação 32, e o PPV, calculado não-invasivamente (medidor Diavolt), em função da ondulação percentual da forma de onda para um equipamento trifásico de seis pulsos.

Como se pode reparar na TAB. 11, o valor de PPV, medido invasivamente para a tensão nominal de 100 kV, varia de 92,0 a 82,8 kV enquanto o “ripple” varia entre 9 e 28 %. A variação observada no valor do PPV corresponde aos diferentes contrastes que seriam esperados em imagens obtidas com essas formas de onda, para um mesmo $kV_{p\text{médio}}$ (tensão de referência). Quando se analisa os resultados, observa-se que há uma tendência do erro intrínseco em aumentar à medida que a ondulação percentual também aumenta. Na FIG. 39 esta afirmação fica mais evidente, pois, com exceção da tensão de referência de 79kV, os valores sempre tendem a aumentar e, para vários casos, acabou ultrapassando o limite de 0,02. Isso leva-nos a afirmar que, para se adequar à norma IEC 61676, este equipamento necessita de correção para possíveis variações de “ripple”.

TABELA 12 - Comparação entre o valor de PPV medido invasivamente (Dynalyzer) e o PPV medido não invasivamente (Diavolt) para o gerador monofásico. A tensão de referência é o $kV_{p_{medio}}$.

Tensão de Referência (kV)	Ripple (%)	Medidor invasivo	Medidor não invasivo	Erro
		PPV (kV)	PPV (kV)	
51,2±0,5	95,6	47,1±0,5	49,1±0,7	0,04
60,5±0,5	95,7	55,6±0,5	58,1±0,7	0,04
71,8±0,6	95,8	65,6±0,6	68,4±0,6	0,04
79,8±0,6	95,7	72,6±0,7	75,9±0,7	0,05
89,8±0,7	95,8	81,0±0,7	85,2±0,6	0,05
101,4±0,8	95,9	90,4±0,8	97,6±0,6	0,08

É importante ressaltar que, para o equipamento monofásico, não é possível estudar a variação do "ripple" para a mesma tensão de referência, entretanto, verifica-se na TAB. 12, que a diferença entre o PPV calculado invasivamente e o PPV calculado não-invasivamente aumenta mais significativamente que no caso anterior, à medida que o valor da tensão de referência também aumenta. Portanto, como afirmado anteriormente, os resultados das medições aqui apresentados apontam para a necessidade de correção dos valores obtidos com o medidor não-invasivo utilizado, na caracterização de sistemas clínicos. Este equipamento não-invasivo necessita de um estudo mais aprimorado por parte do fabricante de modo a corrigir estes valores, nos casos de maiores valores de "ripple", levando em consideração a variação do PPV com a ondulação percentual da forma de onda de tensão do tubo de raios X.

As TAB. 13 e 14 apresentam os resultados obtidos para a medição dos parâmetros PPV em função da ondulação percentual da tensão, para o gerador trifásico e monofásico respectivamente, utilizando o sistema invasivo de medição com divisor de tensão e placa de aquisição de dados, bem como o medidor não-invasivo 9095 da Radcal.

TABELA 13 - Resultado da comparação entre o valor de PPV medido invasivamente (Dynalyzer) e o PPV medido não-invasivamente (9095) para o gerador trifásico. O "ripple" foi variado alterando-se a corrente no tubo. A tensão de referência é o $kVp_{\text{médio}}$.

Tensão de Referência (kV)	Ripple (%)	Medidor invasivo	Medidor não invasivo	Erro
		PPV (kV)	PPV (kV)	
65,9±0,6	13,32	61,9±0,3	63,2±0,7	0,02
	17,13	61,3±0,4	62,9±0,7	0,03
	19,38	60,9±0,4	63,2±0,7	0,04
70,6±0,6	11,00	65,6±0,4	67,6±0,7	0,03
	14,20	65,0±0,4	67,6±0,7	0,03
	16,90	64,9±0,4	67,7±0,7	0,04
79,2±0,6	11,20	73,0±0,4	74,1±0,8	0,02
	14,00	72,6±0,4	74,1±0,8	0,02
	18,02	72,0±0,4	75,8±0,8	0,05
89,7±0,7	9,70	83,4±0,4	85,4±0,9	0,02
	11,20	83,0±0,4	85,0±0,9	0,02
	17,73	82,3±0,4	85,2±0,9	0,04
99,1±0,8	9,20	94,9±0,4	96,2±1,0	0,01
	11,56	94,1±0,4	95,5±1,0	0,01
	18,32	93,1±0,4	95,0±1,0	0,02

A FIG. 40 apresenta a diferença entre o PPV calculado invasivamente e não-invasivamente em função da ondulação percentual da forma de onda para o gerador trifásico de 6 pulsos. Em todas as figuras, as linhas não representam um ajuste, sendo apenas para guiar os olhos. A linha horizontal central representa o máximo erro intrínseco relativo.

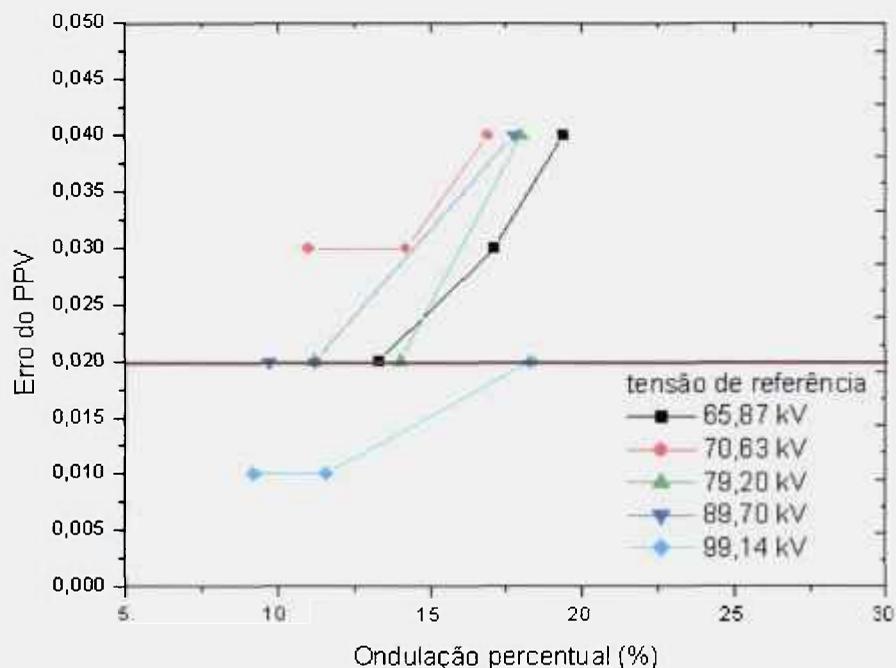


FIGURA 40 Diferença entre o PPV, calculado invasivamente, através da equação 32, e o PPV, calculado não-invasivamente (medidor 9095), em função da ondulação percentual da forma de onda para um equipamento trifásico de seis pulsos.

Do mesmo modo que ocorreu para a avaliação do medidor Diavolt, percebe-se que o erro intrínseco tende a aumentar à medida que também aumenta a ondulação percentual. Na FIG. 40, observa-se que, na maioria dos casos o erro acabou ultrapassando o valor máximo de 0,02 e isso leva a afirmar que este equipamento também necessita de correções, para adequá-lo à norma IEC 61676, para possíveis variações da ondulação percentual. Ainda na FIG. 40, vê-se que apenas para valores de “ripple” menores que 13% consegue-se obter um erro intrínseco menor ou igual a 0,02, ou seja, este equipamento só apresenta condições de ser utilizado em medidas com equipamentos trifásicos.

TABELA 14 - Resultado da comparação entre o valor de PPV medido invasivamente (Dynalyzer) e o PPV medido não invasivamente (9095) para o gerador monofásico. A tensão de referência é o $kV_{p\text{médio}}$.

Tensão de Referência (kV)	Ripple (%)	Medidor invasivo	Medidor não invasivo	Erro
		PPV (kV)	PPV (kV)	
51,2±0,6	97,50	48,8±0,4	50,5±0,5	0,03
60,8±0,6	97,60	55,0±0,4	56,9±0,6	0,03
69,3±0,6	93,05	62,0±0,5	63,8±0,7	0,03
80,7±0,7	94,64	71,7±0,5	74,8±0,8	0,04
92,4±0,7	94,57	81,1±0,5	84,9±0,9	0,05
99,0±0,8	94,72	88,4±0,5	90,6±0,9	0,02

Repara-se na TAB. 14, que o erro para este caso é ainda maior do que o obtido para este mesmo medidor no equipamento trifásico. Portanto, como afirmado anteriormente, este equipamento não-invasivo também necessita de um estudo mais aprimorado por parte do fabricante de modo a corrigir estes valores levando em consideração a variação do PPV com a ondulação percentual da forma de onda de tensão do tubo de raios X.

5.4 Influência da taxa de amostragem da forma de onda no cálculo invasivo e não invasivo da tensão de pico prática

As TAB.15 e 16 apresentam o valor médio encontrado para o PPV em função da taxa de amostragem obtido invasivamente e não invasivamente para os sistemas trifásico e monofásico respectivamente.

O “Erro” indicado nestas tabelas representa o erro intrínseco máximo e é determinado de acordo com o já apresentado pela equação 32.

Tabela 15: Resultados obtidos para o cálculo invasivo e não invasivo do PPV em função da taxa de amostragem para o sistema trifásico.

Taxa de amostragem (pps)	PPV (kV)			
	Invasivo	Não Invasivo	Erro	Δ_{PPV}
200000	48,1±0,5	50,8±0,5	0,06	2,73
100000	48,2±0,5	50,9±0,5	0,06	2,73
50000	48,5±0,6	51,3±0,5	0,06	2,81
40000	49,2±0,6	52,1±0,5	0,06	2,94
25000	49,2±0,6	52,0±0,5	0,06	2,82
10000	48,9±0,6	51,8±0,5	0,06	2,86
5000	49,3±0,6	52,1±0,5	0,06	2,81
1000	49,2±0,6	52,1±0,5	0,06	2,85
100	49,2±0,6	52,1±0,5	0,06	2,86

A análise dos resultados obtidos na TAB. 15 mostra que o erro intrínseco entre o cálculo invasivo e não-invasivo do PPV se mantém o mesmo para todas as taxas de amostragem estudadas. No caso anterior, quando foi avaliada a variação do PPV em função da ondulação percentual, observou-se que este mesmo equipamento (medidor não-invasivo 9095) não se manteve dentro do limite estabelecido pela norma IEC 61676 e mostrou que havia a necessidade de correção por parte do fabricante. Portanto, esta diferença entre o valor do PPV

calculado invasivamente e não-invasivamente deve-se a calibração do medidor não invasivo. Vê-se também que para todas as taxas de amostragem, a diferença entre o cálculo invasivo e não-invasivo permanece a mesma (considerando o fato deste equipamento não ser reprodutível e, portanto ter altos valores de desvio padrão), levando a conclusão que, para o cálculo do PPV, não há a necessidade de se respeitar a teoria de Nyquist tendo em vista que os valores da taxa chegaram a 1/3 da frequência do equipamento (em torno de 360 Hz) e, ainda assim, a diferença entre o cálculo invasivo e não-invasivo do PPV permaneceu a mesma.

5.5 Variação da tensão de pico prática com a taxa de amostragem da forma de onda de tensão do tubo de raios X

5.5.1 Variação da tensão de pico prática com a taxa de amostragem para um mamógrafo com gerador de alta frequência

A TAB. 16 apresenta o valor médio encontrado, em medições invasivas, a partir de três exposições, para o PPV e para o $kV_{p_{absoluto}}$, para taxas de amostragem desde 1.000.000 pps até 100 pps.

TABELA 16 - Resultados obtidos para o cálculo invasivo do PPV, $kV_{p_{medio}}$ e do $kV_{p_{absoluto}}$ para diferentes taxas de aquisição.

Taxa	PPV (kV)	$kV_{p_{medio}}$ (kV)	$kV_{p_{absoluto}}$ (kV)	Δ_{ppv} - médio (kV)	Δ_{ppv} - absoluto (kV)
Amostras (pps)					
1000000	24,16±0,01	24,30±0,06	24,37±0,29	0,14	0,21
500000	24,16±0,01	24,28±0,06	24,37±0,29	0,12	0,21
250000	24,16±0,01	24,20±0,06	24,38±0,29	0,04	0,22
100000	24,16±0,01	24,19±0,06	24,26±0,29	0,03	0,10
50000	24,16±0,01	24,19±0,06	24,23±0,29	0,03	0,07
25000	24,16±0,01	24,19±0,06	24,22±0,29	0,03	0,06
10000	24,16±0,01	24,16±0,06	24,23±0,29	0	0,07
1000	24,15±0,01	24,15±0,06	24,23±0,29	0	0,08
100	24,15±0,01	24,15±0,06	24,21±0,29	0	0,06

Para o caso de um equipamento mamográfico, pode-se reparar que as diferenças entre os valores do PPV e os valores do kVp_{absoluto} são maiores quanto maior for a taxa de aquisição utilizada. Além disso, o valor do PPV, praticamente, não variou durante toda a medição.

As FIG. 41 e 42 apresentam a forma de onda para o equipamento mamográfico em duas condições diferentes: (1) para uma taxa de amostragem de 500.000 pps e (2) para o caso de 100 pps.

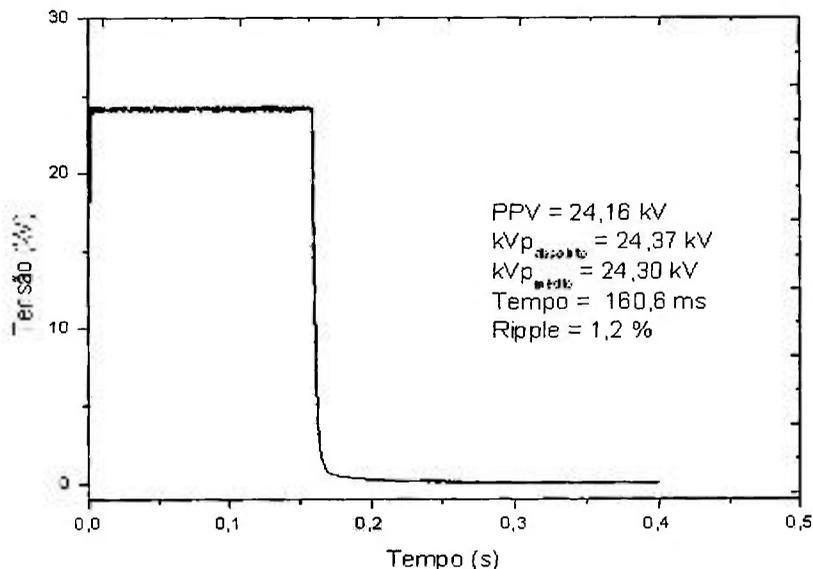


FIGURA 41 – Forma de onda do equipamento mamográfico para a taxa de 500.000 pps e o valor calculado das principais grandezas associadas.

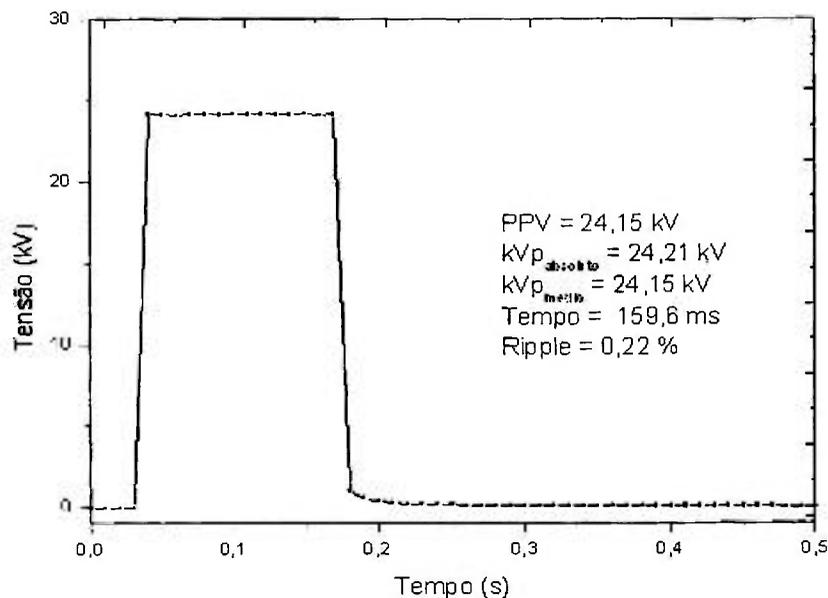


FIGURA 42 – Forma de onda do equipamento mamográfico para a taxa de 100 pps e o valor calculado das principais grandezas associadas.

Na TAB. 16 observa-se que os valores de PPV, tendo em vista as incertezas associadas, não variaram durante toda a medição. Isso indica que, para este equipamento mamográfico, não há a necessidade da utilização de sistemas de aquisição com grandes taxas para o cálculo do PPV. Além disso, com relação à diferença entre o PPV e as grandezas kVp_{absoluto} e $kVp_{\text{médio}}$ observa-se que, à medida que diminui a taxa de amostragem, esta diferença também diminui. Isso acontece, pois à medida que se diminui a taxa, valores de tensão que ocorrem entre os limites de cada intervalo dt (dt é definido como o inverso da taxa e é o tempo entre dois valores de tensão consecutivos) são perdidos e, portanto, valores que poderiam representar o kVp_{absoluto} são também perdidos. O PPV se mantém o mesmo para vários valores de taxa de amostragem, pois seu cálculo é uma média ponderada de todos os valores de tensão que ocorrem na forma de onda e, para o caso da forma de onda estudada, a ondulação percentual é pequena e a tendência é que os valores de PPV não variem. Para formas de onda com ondulação percentual maior, o PPV deverá ter uma maior variação quando se varia a taxa de aquisição.

5.5.2 Variação da tensão de pico prática com a taxa de amostragem da forma de onda para um equipamento trifásico.

A TAB. 17 apresenta o valor médio encontrado, a partir de três exposições, para o PPV obtido invasivamente para taxa de amostragem desde 200.000 pps até 100 pps, mantendo constante o intervalo de tempo de aquisição.

As FIG. 43 e 44 apresentam a forma de onda para o equipamento trifásico em duas condições diferentes: (1) para uma taxa de amostragem de 100 pps e (2) para o caso de 200.000 pps respectivamente.

TABELA 17 - Resultados obtidos para o cálculo invasivo do PPV, $kVp_{médio}$ e do $kVp_{absoluto}$ para diferentes taxas de aquisição, para o equipamento trifásico.

Taxa amostras (pps)	PPV (kV)	$kVp_{médio}$ (kV)	$kVp_{absoluto}$ (kV)	Δ_{PPV} -médio (kV)	Δ_{PPV} -absoluto (kV)
200000	57,98±0,04	62,15±0,16	62,79±0,63	4,17	4,81
100000	58,01±0,04	62,21±0,16	62,79±0,63	4,2	4,78
50000	58,02±0,04	62,34±0,16	62,74±0,63	4,32	4,72
40000	58,01±0,04	62,42±0,16	62,74±0,63	4,41	4,43
25000	58,01±0,04	62,52±0,16	62,74±0,63	4,51	4,73
10000	58,02±0,04	62,56±0,16	62,74±0,63	4,54	4,72
5000	57,98±0,04	62,49±0,16	62,65±0,63	4,51	4,57
1000	57,97±0,04	61,97±0,16	62,60±0,63	4	4,63
100	57,72±0,04	62,09±0,16	62,26±0,63	4,37	4,54

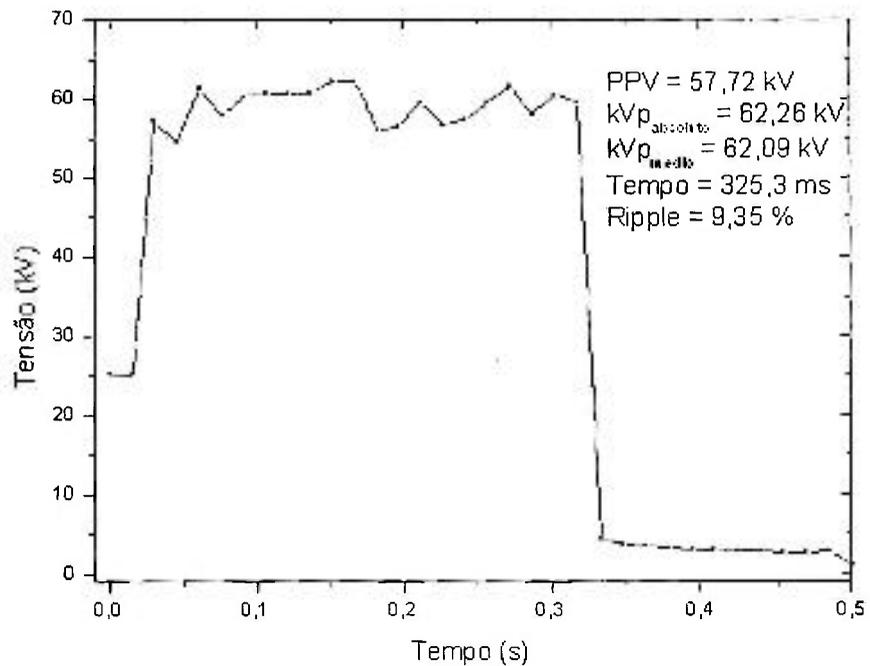


FIGURA 43 – Forma de onda do equipamento trifásico para a taxa de 100 pps e o cálculo das principais grandezas associadas.

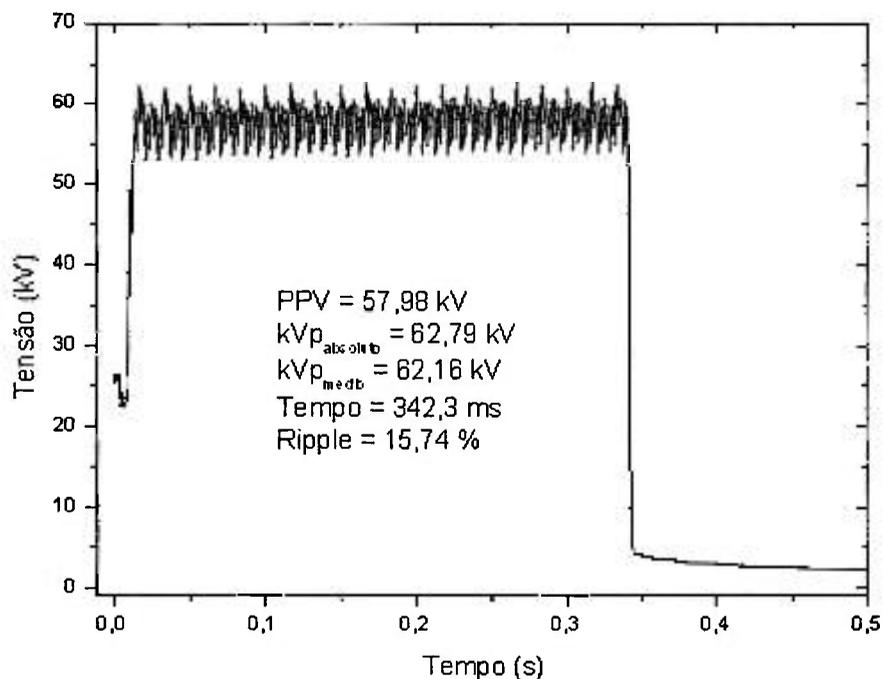


FIGURA 44 – Forma de onda do equipamento trifásico para a taxa de 200.000 pps e o cálculo das principais grandezas associadas.

Na avaliação da variação do PPV em função da taxa de amostragem para o equipamento mamográfico, observa-se que os valores da diferença entre o PPV e o kVp_{absoluto} e entre o PPV e o $kVp_{\text{médio}}$ não variaram. A forma de onda de um equipamento mamográfico possui uma ondulação percentual muito pequena (de acordo com o que é apresentado nas FIG. 41 e 42). A forma de onda do equipamento trifásico tende a ter ondulações maiores em relação a um equipamento mamográfico (conforme FIG. 43 e 44) e isso poderia ser um fator importante na avaliação do PPV variando em função da taxa de aquisição. Entretanto, os resultados mostram que para o equipamento trifásico, não há também a necessidade de se utilizar sistemas de aquisição com grandes taxas para o cálculo do PPV. Ao considerar como “PPV padrão” aquele com o maior valor da taxa de aquisição, verifica-se que a maior diferença é 0,22kV e ocorre para a taxa de 100 pps. Sabe-se que o equipamento trifásico não é reprodutível portanto, a própria variação estatística do valor calculado do PPV será maior que esta diferença.

5.5.3 Variação da tensão de pico prática com a taxa de amostragem da forma de onda para um equipamento monofásico.

A TAB.18 apresenta o valor médio encontrado, a partir de três exposições, para o PPV obtido invasivamente, para taxa de amostragem desde 200.000 pps até 100 pps, mantendo constante o intervalo de tempo de aquisição.

TABELA 18 - Resultados obtidos para o cálculo invasivo e não invasivo do PPV, $kV_{p\text{médio}}$ e do $kV_{p\text{absoluto}}$ para diferentes taxas de aquisição, para um equipamento monofásico.

Taxa amostras	PPV (kV)	$kV_{p\text{médio}}$ (kV)	$kV_{p\text{absoluto}}$ (kV)	$\Delta_{PPV\text{-médio}}$ (kV)	$\Delta_{PPV\text{-absoluto}}$ (kV)
200000	51,06±0,03	54,50±0,14	54,93±0,58	3,44	3,87
100000	51,08±0,03	54,54±0,14	54,93±0,58	3,46	3,85
50000	51,08±0,03	54,55±0,14	54,92±0,58	3,47	3,84
40000	51,08±0,03	54,55±0,14	54,92±0,58	3,47	3,84
25000	51,11±0,03	54,57±0,14	54,92±0,58	3,46	3,81
10000	51,11±0,03	54,57±0,14	54,92±0,58	3,46	3,81
5000	51,11±0,03	54,57±0,14	54,92±0,58	3,46	3,81
1000	51,12±0,03	54,53±0,14	54,91±0,58	3,46	3,79
100	50,27±0,03	54,36±0,14	54,69±0,58	4,09	4,42

As FIG. 45 e 46 apresentam a forma de onda para o equipamento monofásico em duas condições diferentes: (1) para uma taxa de amostragem de 100 pps e (2) para o caso de 200.000 pps respectivamente.

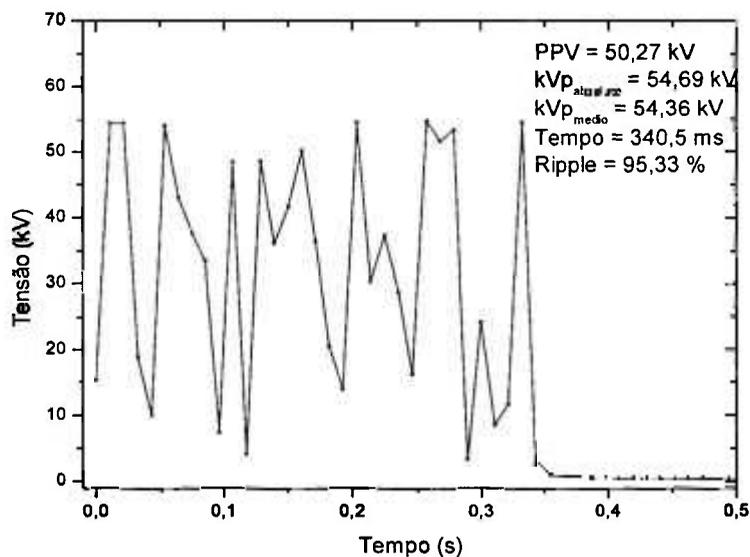


FIGURA 45 – Forma de onda do equipamento monofásico para a taxa de 100 pps e o valor calculado das principais grandezas associadas.

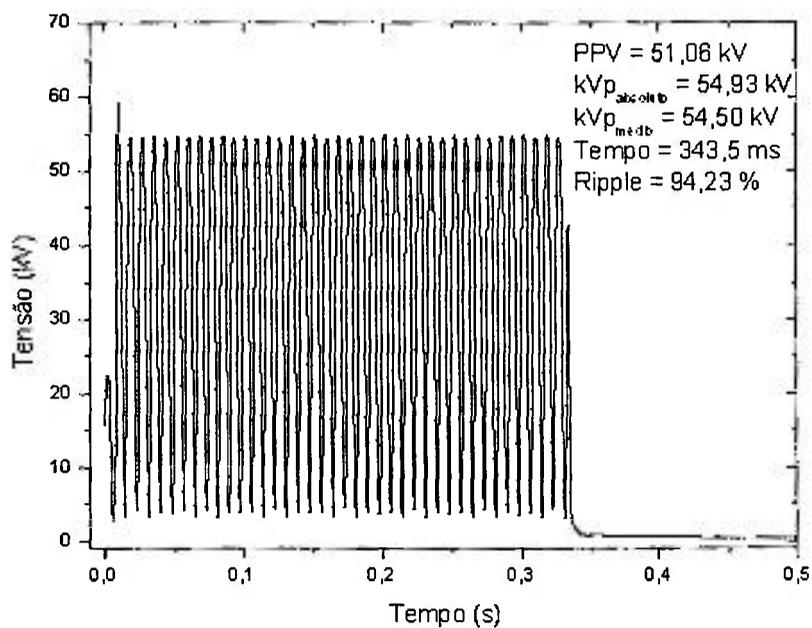


FIGURA 46 – Forma de onda do equipamento monofásico para a taxa de 200.000 pps e o valor calculado das principais grandezas associadas.

Para o caso do equipamento monofásico, nota-se que a forma de onda deste equipamento (FIG. 45 e 46) possui altos valores de ondulação percentual e isso poderia ser um fator importante na determinação do PPV. Entretanto, na TAB. 18, observa-se que o PPV não variou muito e sua diferença em relação às outras grandezas também permanece praticamente a mesma (com exceção do

caso para 100 pps). Do mesmo modo que o equipamento trifásico, este equipamento não é reprodutível e, portanto, o desvio padrão da grandeza PPV pode chegar a 0,6kV (estudado em casos anteriores), ou seja, muito maior que a diferença do cálculo do PPV com 200.000 pps e com 100 pps.

Os resultados mostram que para o cálculo do PPV (para os três equipamentos estudados) não há a necessidade de utilizar sistemas com grandes taxas de aquisição.

6 CONCLUSÕES

Como já afirmado anteriormente, a tensão de pico prática (PPV) é derivada de outra grandeza chamada tensão equivalente em contraste (CEV), que é calculada apenas não-invasivamente. A determinação do PPV foi possível utilizando-se sistemas de aquisição de alta resolução e de fácil configuração (divisor de tensão e placas de aquisição), entretanto o cálculo do CEV e sua comparação com o PPV não refletem os resultados apresentados por Baorong^[15] já que as diferenças obtidas entre estas grandezas foram maiores que as apresentadas na referência citada. Isto ocorreu, pois, os resultados apresentados na TAB. 1 (referentes aos dados de Baorong^[15]) provém de dados obtidos com equipamento não-clínico o que, portanto, não reflete uma situação real obtida em campo. Além disso, os valores de tensão apresentados são para baixas tensões de referência (entre 40 e 60 kV), dentro da faixa quase linear da curva de referência. Acima deste valor, qualquer pequena variação no contraste produz uma grande variação em tensão, tornando a diferença entre o CEV e o PPV maior.

Neste trabalho, não foi possível afirmar que as grandezas CEV e PPV não são equivalentes, devido às incertezas obtidas. É importante ressaltar que apesar de todos os esforços empregados, não foi possível diminuir as incertezas do CEV.

A comparação do PPV com as grandezas kV_{absoluto} e $kV_{\text{médio}}$ foi importante para se determinar quais as grandezas que poderiam interferir no cálculo do PPV e, como mostram os resultados, a principal grandeza de influência é a ondulação percentual da forma de onda de tensão. Como citado na introdução deste trabalho, são encontrados hoje no mercado, pelo menos, quatro tipos de equipamentos não-invasivos que fazem a medida do PPV. O estudo da influência da ondulação percentual no cálculo do PPV teve o objetivo de conhecer a resposta de dois destes equipamentos não-invasivos em relação à variação do PPV com a ondulação percentual. Os resultados mostraram que, tanto o medidor da PTW, quanto o medidor da Radcal, necessitam de um melhor estudo por parte dos fabricantes para aplicação em equipamentos de raios X de maiores "ripples", pois, considerando o erro intrínseco máximo recomendado pela norma IEC 61676

(0,2), ambos os equipamentos ficaram fora deste limite em muitos pontos. É importante ressaltar que esta afirmação é válida apenas para estes dois equipamentos estudados e que os outros medidores de PPV não-invasivos disponíveis no mercado não fizeram parte deste estudo. Estes resultados foram enviados para a direção da empresa PTW que se dispôs a estudar as correções necessárias e sugeriu, ainda, que talvez o medidor não pudesse ser aplicado nestes casos. Quanto à avaliação do PPV em função da taxa de aquisição, os resultados mostram que, para o cálculo invasivo não há a necessidade de se utilizar altos valores de taxa e, portanto, sistemas complexos e caros para a aquisição do sinal de tensão do tubo de raios X não são necessários.

O PPV é uma grandeza definida a menos de 10 anos e sua popularização é mais recente ainda, em particular, no Brasil. Novos trabalhos necessitam ser realizados para compreendê-lo e aplicá-lo melhor e com maior utilidade no campo do radiodiagnóstico.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] MINISTÉRIO DA SAÚDE. *Portaria Federal 453*. Diretrizes básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. Brasília: Diário Oficial da União. Julho de 1998.
- [2] SILVA, M.C; LAMMOGLIA, P.; HERDADE, S.B.; COSTA, P.R.; TERINI, R.A. Determinação da tensão aplicada a tubos de raios X através do espectro de bremsstrahlung obtido com fotodiodo PIN. *Rev. Bras. de Eng. Biom*, v.16, p.13-20, 2000.
- [3] SILVA, M.C. *Espectroscopia de Raios X na Faixa de Energia de 5 a 200 keV Utilizando Fotodiodos PIN de Silício*. 2000. Dissertação (mestrado) - Instituto de Física USP, São Paulo.
- [4] POTIENS, M. P.; CALDAS, L. V. Calibration of kVp Meters Used in Quality Control Tests in Diagnostic Radiology by Spectrometry. *Radiat. Prot. Dosim.*, v.98, p. 343-346, 2002.
- [5] RAMÍREZ, F. J.; LÓPOEZ, R.; BENÍTEZ, J.S.;PACHECO, J.O.Considerations on the measurement of Practical Peak Voltage in Diagnostic radiology. *Brit. J. Radiol.*, v.77, p. 745-750, 2004.
- [6] DAVIS, N.C.; DEWERD, L.A. Experimental Verification of Practical Peak Voltage for The Mammography Range. *Proceedings of 44th AAPM Annual Meeting* . July 14-18, 2002.
- [7] RANALLO, F. N. *The Non invasive Measurement of X-Ray Tube Potencial*. 1993. PhD Thesis - University of Wisconsin, Madison.
- [8] KRAMER, H.M.; SELBACH, H.J.; ILES, W.J. The Practical Peak Voltage of Diagnostic X-Ray Generators. *Brit. J. Radiol.*, v.71, p. 200-209, 1998.
- [9] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, *Medical Electrical Equipment-Dosimetric Instruments Used for Non-Invasive Measurement of X-Ray Tube Voltage in Diagnostic Radiology*, Geneva 2002. (IEC 61676)
- [10] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *Medical Diagnostic -Radiation Conditions for use in Determinations of characteristics*, Geneva 2005. (IEC 61267)
- [11] PEIXOTO, J G.P.; SELBACH, H.J.; KRAMMER, H.M.; LANGE, B. Tentative type test of a non-invasive high-voltage meter with respect to the quantity of practical peak voltage. *PTB-Bericht Dos-38*. Braunschweig, 2001.

-
- [12] BECKER, P.H.B.; LUDWING, J.L.; CORREIA, S.C.A.; PERES, A.L. Avaliação da influência da variação da corrente do tubo na determinação da Grandeza Potencial de Pico Prático. *Proceedings of the III Congresso de Metrologia*, 2003
- [13] CORREIA, S. C. A. **Avaliação da correlação de grandezas utilizadas para a determinação de kVp com o contraste da imagem**. 2006. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro.
- [14] BOTTARO, M. **Estudo de Envelhecimento de Tubos de Raios X por Métodos não Invasivos**. 2007. Dissertação (mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- [15] BAORONG, Y.; KRAMMER, H.M.; SELBACH, H.J.; LANGE, B.. Experimental Determination of Practical Peak Voltage. *Brit. J. Radiol.*, v.73, p. 641-649, 2000.
- [16] JOHNS, H. E. **The Physics of Radiology**. 4a ed. Charles C Thomas – Publisher, Springfield, Illinois, USA, 1983.
- [17] WOLBARST, A.B. **The X-ray beam. In: Physics of Radiology**, Prentice-Hall International, Inc., USA, 1993.
- [18] SPRAWLS, P. **Principles of radiography for technologists**. Maryland: An Aspen Publication, 1990.
- [19] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Equipamento eletromédico – Parte 2-7: Prescrições particulares para segurança de geradores de alta tensão de geradores de raios-X para diagnóstico médico**. ABNT, Rio de Janeiro, 2001 (NBR IEC 60601-2-7).
- [20] HOXTER, E.A. **Introdução à Técnica Radiográfica**. Edgard Blucher, Siemens A. G., 1977.
- [21] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Equipamento eletromédico – Parte 2-28: Prescrições particulares para segurança aplicáveis aos conjunto-fontes de radiação X e aos conjunto-emissores de radiação X para diagnóstico médico**. ABNT, Rio de Janeiro, 2001 (NBR IEC 60601-2-28).
- [22] Radcal Corporation. **Operating Manual Dynalizer III A High Voltage Unit**, California, USA, 1989.
- [23] SILVA, M.C., HERDADE, S.B., LAMMOGLIA, P., COSTA, P.R., TERINI, R.A., Determination of the potential applied to X-Ray tubes from the Bremsstrahlung spectrum obtained with a silicon PIN photodiode, *Med. Phys.*, v. 27, p. 2617-2623, 2000.

-
- [24] JOSEPH, P.M. Mathematical method for determining kVp from X-ray attenuation. *Med. Phys.*, v.2, p. 201 a 207, 1975.
- [25] JOSEPH, P.M. Experimental test of a new method for kVp measurements. *Med. Phys.*, v.2, p. 208 a 212, 1975.
- [26] RANALLO, F.M.; GOESTCH, S.J. Calibration and use of Wisconsin kVp test casset. *Med. Phys.*, v.15, p. 768 a 772, 1988.
- [27] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *Medical radiology - Terminology*. Pergamon Press, New York, 1984 (IEC-788).
- [28] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. *Equipamento eletromédico – Parte 1: Prescrições gerais de segurança 3. Norma Colateral: Prescrições gerais para proteção contra radiação de equipamentos de raios X para fins diagnósticos*. ABNT, Rio de Janeiro, 2001 (NBR IEC 60601-1-3).
- [29] NATIONAL INSTRUMENTS. *Data sheet for NI PCI MIO-16E*. Disponível em: <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/en/nid/10795>. Acesso em 25/10/2007.
- [30] NATIONAL INSTRUMENTS. *Data sheet for NI5911*. Disponível em: <http://www.ni.com/pdf/products/us/4mi444-447.pdf>. Acesso em 25/10/2007.
- [31] NATIONAL INSTRUMENTS. *LabVIEW User Manual*. Disponível em: <http://www.ni.com/pdf/manuals/320999e.pdf>. Acesso em 25/10/2007
- [32] REGAZZI, R.; PEREIRA, P.; FELICIANO M. *Soluções Práticas de Instrumentação e Automação*. 1.ed. 3R.KWG, 2005.
- [33] ORIGINLAB CORPORATION. *Origin 6.0 User Manual*. Disponível em: <http://www.originlab.com/pdfs/curvefittingfunctions.pdf>. Acesso em 25/10/2007
- [34] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT). *Guia para Expressão da Incerteza de Medição*. 3ed, RJ, 2003.
- [35] PIRES, J. S. J.; TERINI, R. A.; HERDADE, S.B. Determinação da Incerteza Combinada para o Cálculo do Potencial de Pico Prático. *Anais do X Congresso Brasileiro de Física Médica*, Bahia, Brasil, 2005.
- [36] PIRES, J. S. J.; TERINI, R. A. Variação do Potencial de Pico Prático com a Amostragem da Forma de Onda de Tensão para Equipamentos de Raios X. *Anais do XI Congresso Brasileiro de Física Médica*, Ribeirão Preto, Brasil, 2006.

[37] PIRES, J. S. J.; TERINI, R. A.; BOTTTARO, M.; HERDADE, S.B, Dependência do Potencial de Pico Prático (PPV) com o "Ripple" da Forma de Onda de Tensão aplicada ao Tubo de Raios X. **Anais do IX Congresso Brasileiro de Física Médica**, Rio de Janeiro - RJ, Brasil, 2004.

[38] Nyquist, H. **Certain topics in telegraph transmission theory**. Trans. AIEE, vol. 47, pp. 617-644, Apr. 1928. Reprint as classic paper in Proc. IEEE, Vol. 90, nº 2, Feb 2002. Disponível em:
<http://www.loe.ee.upatras.gr/Comes/Notes/Nyquist.pdf>. Acesso em: 25/10/2007.

[39] PIRES, J. S. J.; TERINI, R. A.; BOTTTARO, M.; HERDADE, S.B, Variation of the practical peak voltage with the sample rate for a mammography waveform generator. **Anais do International Nuclear Atlantic conference**, Santos - SP, Brasil, 2007.