

AVALIAÇÃO DA CORRELAÇÃO DE GRANDEZAS UTILIZADAS PARA
DETERMINAÇÃO DE K_{Vp} COM O CONTRASTE DA IMAGEM

Samanda Cristine Arruda Correa

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS
PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA
NUCLEAR.

Aprovada por:

Ricardo Tadeu Lopes, D.Sc.

Delson Braz, D.Sc.

Márcia Terezinha Carlos, D.Sc.

Simone Kodlulovich Dias, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

OUTUBRO DE 2005

CORREA, SAMANDA CRISTINE ARRUDA

Avaliação da Correlação de Grandezas utilizadas para Determinação de KVp com o Contraste da Imagem [Rio de Janeiro] 2005

X, 84 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc., Engenharia Nuclear, 2005)

Dissertação - Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Raios X
2. Calibração
3. Potencial de pico máximo
4. Potencial de pico médio
5. Potencial de pico prático
6. kVp

1. COPPE/UFRJ II. Título (série)

“... olho nenhum viu, ouvido nenhum ouviu, mente alguma imaginou o que Deus preparou para aqueles que o amam”

(I Coríntios 2.9)

AGRADECIMENTOS

À Deus, meu eterno louvor e gratidão pela majestosa obra que tem feito em minha vida,

Ao professor e orientador Ricardo Tadeu Lopes, pela orientação acadêmica, disponibilidade, atenção e confiança depositada em mim e neste trabalho,

À professora e orientadora Márcia Terezinha Carlos pela dedicação, empenho e pela oportunidade de compartilhar seus conhecimentos,

À pesquisadora Simone Kodlulovich Dias, que sempre favoreceu minha estadia no Laboratório de Radiologia do IRD, colaborando e incentivando cada passo do trabalho,

Ao meu querido amigo Jaime Luiz Ludwig pela paciência, amizade, carinho e pela ajuda na realização deste trabalho,

Aos meus eternos mestres e amigos Paulo H. B. Becker e Marcos A. L. Peres, que contribuíram para minha formação não somente com conhecimentos científicos, mas com lições de vida,

Ao CNPQ e a FAPERJ pelo suporte financeiro fundamental para realização do trabalho,

Ao Programa de Engenharia Nuclear da COPPE/UFRJ, pela oportunidade oferecida para realização deste trabalho,

Aos meus professores do Programa de Engenharia Nuclear, em especial, a professora Virginia Reis Crispim, ao professor Delson Braz, ao professor Edgar Francisco Oliveira de Jesus e ao professor Roberto Schirru,

À todos funcionários do Programa de Engenharia Nuclear, que sempre estiveram prontos a colaborar,

À todos meus colegas do curso de mestrado que sempre me ajudaram e me deram muita força, em especial as minhas duas queridas e grandes amigas Gabriela e Érika,

Aos meus queridos pais e irmãs, por tudo que sempre fizeram, pela minha infância, pela minha adolescência, pela minha juventude. Por todos esses anos que pude contar com vocês nos momentos de tristeza, alegria e vitória,

Ao meu querido noivo, Edmilson Monteiro de Souza, pelo carinho, paciência, amor, dedicação e orações.

Aos meus amados pastores e irmãos em Cristo, que sempre em oração, deram sua grande ajuda.

À minhas queridas amigas e irmãs Cila, Maura, Priscila, Gisele e Juliana que durante todos esses anos torceram e oraram muito pelo meu sucesso,

Aos amigos e a todos aqueles que demonstraram respeito, apoio ou simpatia por este trabalho e que, assim, deixaram suas marcas na minha memória e no meu coração, meu agradecimento.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M. Sc.)

AVALIAÇÃO DA CORRELAÇÃO DE GRANDEZAS UTILIZADAS PARA DETERMINAÇÃO DE KVP COM O CONTRASTE DA IMAGEM

Samanda Cristine Arruda Correa

Outubro/2005

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Programa: Engenharia Nuclear

Neste trabalho foi avaliada a semelhança entre as características da imagem, tais como o contraste, produzidas em equipamentos de raios X com diferentes geradores de alta tensão, com o mesmo potencial de pico máximo, potencial de pico médio e potencial de pico prático.

Nesta avaliação foram utilizados dois equipamentos de raios X, um com gerador de dois pulsos e outro com gerador de média frequência. As formas de onda de tensão e corrente foram obtidas através de um medidor invasivo instalado entre o gerador de alta tensão e o tubo de raios X. As propriedades da imagem foram estudadas através de imagens radiográficas de um simulador físico e de fatores de contraste de placas de poliestireno e alumínio.

Os resultados obtidos mostraram que o potencial de pico máximo e o potencial de pico médio corrigem melhor o contraste para tensões elevadas. Entretanto, o potencial de pico prático corrige melhor o contraste para tensões mais baixas. A diferença encontrada no contraste obtido usando o potencial de pico prático para tensões mais elevadas mostra que esta grandeza é influenciada por variações de corrente no tubo de raios X.

Abstract of the Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M. Sc.)

EVALUATION OF THE CORRELATION OF QUANTITIES USED FOR
DETERMINATION OF KV_p WITH THE IMAGE CONTRAST

Samanda Cristine Arruda Correa

October/2005

Advisors: Ricardo Tadeu Lopes

Department: Nuclear Engineering

In this work was evaluated the likeness between the characteristic of the image, such as image contrast, produced from X-ray machines with different high voltage generators, with the same maximum peak potential, average peak potential and practical peak potential.

In this evaluation were used two X-ray machines, one with two pulse generator and other with medium frequency generator. The voltage and current waveform were obtained through of the invasive measurement installed between the high voltage generator and the X-ray tube. The image properties was studied through of the radiographic image from the geometric phantom and of the factor contrast from slabs of polystyrene and aluminium.

The results obtained showed that the maximum peak potential and the average peak potential correct better the contrast for higher voltage. However, the practical peak potential correct better the contrast for lower voltage. The difference encountered in the contrast obtained using the practical peak potential for higher voltage shows that this quantity is influenced by the variation of the current in the X-ray tube.

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO	1
1.1 Objetivos.....	3
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	4
2.1 Equipamentos de raios X	4
2.1.1 Tubo de raios X	4
2.1.2 Gerador de alta tensão	5
2.1.2.1 <i>Ripple</i>	6
2.1.2.2 Sistemas de retificação	7
2.2 Produção de raios X	10
2.2.1 Espectros de raios X	11
2.2.2 Filtração Total	12
2.3 Tensão aplicada ao tubo (kVp)	12
2.3.1 Potencial de pico máximo	12
2.3.2 Potencial de pico médio	13
2.3.3 Potencial de pico prático	13
2.4 Métodos de medição da alta tensão	15
2.5 Formação da imagem radiográfica	18
2.5.1 Tipos de Contraste	19
A. Contraste do objeto	19
B. Contraste do sujeito	19
C. Contraste da imagem	20
2.5.2 Características e qualidade da imagem radiográfica	21
A. Fatores que alteram as propriedades geométricas da imagem	22
B. Fatores que alteram as propriedades fotográficas da imagem	24
2.5.3 Métodos de redução da radiação espalhada	25
2.6 Testes estatísticos: análise de variância (ANOVA) e tukey HSD	27
3. MATERIAIS E MÉTODOS	29

3.1 Instalações	29
3.2 Materiais	29
3.2.2 Equipamentos de raios X	29
3.2.3 Divisores de tensão e sistema de aquisição de dados	30
3.2.4 Simulador físico	30
3.2.5 Filmes, chassi, écran, processadora e soluções para processamento	31
3.2.6 Sensitômetro e densitômetro	32
3.2.7 Conjunto dosimétrico	32
3.2.8 Programas e computadores	32
3.2.9 Espectros de raios X	33
3.2.10 Placas de poliestireno e alumínio	34
3.3 Métodos	34
3.3.1 Obtenção das curvas de tensão e corrente ao longo do tempo de exposição .	34
3.3.2 Protocolo	35
A. Determinação do potencial de pico máximo	35
B. Determinação do potencial de pico médio	35
C. Determinação do potencial de pico prático	35
D. Determinação do <i>ripple</i>	36
E. Determinação do tempo de exposição	36
F. Determinação da corrente média	37
3.3.3 Obtenção do potencial de pico máximo, potencial de pico médio, potencial de pico prático e <i>ripple</i> em função da tensão nominal	37
3.3.4 Determinação da curvas de rendimento em função da tensão nominal	38
3.3.5 Imagens radiográficas	38
3.3.5.1 Determinação da técnica radiográfica	38
3.3.5.2 Obtenção das imagens radiográfica	38
3.3.5.3 Avaliação da influência do processamento do filme no contraste da imagem	39
3.3.5.4 Determinação do fator de contraste da imagem do simulador físico .	40
3.3.5.5 Determinação da incerteza do fator de contraste da imagem	40
3.3.5.6 Determinação da densidade ótica média da imagem	41

3.3.5.7 Avaliação dos detalhes das imagens do simulador físico	42
3.3.5.8 Testes estatísticos	42
3.3.6 Determinação do fator de contraste do sujeito do poliestireno e do alumínio	42
3.3.6.1 Determinação da incerteza do contraste do sujeito	44
3.3.6.2 Determinação da incerteza do fator de contraste do sujeito	45
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO	46
4.1 Protocolo	46
4.2 Avaliação do programa de tratamento de dados	48
4.3 Aplicação do protocolo	50
4.3.1 Equipamento de raios X com retificação monofásica	50
4.3.2 Equipamento de raios X com retificação de media freqüência	53
4.4 Imagens do simulador físico	59
4.4.1 Técnica radiográfica	59
4.4.2 Fator de contraste das imagens radiográficas do simulador físico	60
4.4.3 Análise da densidade ótica média	63
4.4.4 Análise dos detalhes das imagens radiográficas do simulador físico	64
4.4.5 Comparação entre as imagens radiográficas do simulador físico	68
4.5 Avaliação do fator de contraste do sujeito obtido com poliestireno e alumínio	69
4.5.1 Fator de contraste do sujeito do poliestireno	69
4.5.2 Fator de contraste do sujeito do alumínio	72
5. CONCLUSÕES	78
6. PROPOSTAS DE TRABALHOS FUTUROS	80
BIBLIOGRAFIA	81

1. INTRODUÇÃO

O controle de qualidade em radiologia diagnóstica vem sendo implementado em diversos países. No Brasil, esta atividade foi regulamentada através do Regulamento Técnico do Ministério da Saúde (MS) “*Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica Médico e Odontológico*”, aprovada pela Portaria N^o 453 do MS de junho de 1998 [1]. Este regulamento do MS dispõe sobre o uso de raios X em todo o território nacional e fornece outras providências, dentre as quais o de estabelecimento de programas de garantia de qualidade em serviços de radiologia médica e odontológica, determinando a obrigatoriedade de programas de testes de constância de operação dos equipamentos e acessórios.

Um dos parâmetros avaliados no programa de controle de qualidade de equipamentos de raios X é a tensão aplicada ao tubo de raios X, denominada muitas vezes de kVp. Mas o que é kVp? Atualmente, existem diferentes definições, como o potencial de pico máximo (kVpmax), o potencial de pico médio (kVpmed), e etc, porém, nenhuma delas agrega à sua definição uma propriedade da imagem radiográfica nem levam em consideração os diferentes tipos de retificação da tensão.

Para sanar este problema, Kramer et al. [2] propôs uma grandeza, o potencial de pico prático (PPP). O valor do PPP, para um determinado equipamento de raios X, corresponde à tensão que aplicada a um equipamento de raios X de potencial constante, produz o mesmo contraste obtido após a passagem do feixe através de um simulador de 10 cm de acrílico, sem e com a adição de 1 mm de alumínio. Com esta definição espera-se que imagens obtidas em equipamentos de raios X com retificações distintas sejam semelhantes [3].

Kramer et al. [2] elaborou o PPP considerando a flutuação da corrente ao longo do tempo de exposição desprezível. Através de simulações computacionais o autor mostrou que o PPP não se altera significativamente com variações do ângulo do anodo e da filtração total, nem com alterações pequenas na espessura do simulador de acrílico e do filtro de alumínio. Numa etapa posterior, o PPP foi obtido experimentalmente por Barong et al. [4] para a faixa de tensão utilizada em radiologia geral e por Davis et al. [5] para faixa de tensão utilizada em mamografia. Estes trabalhos comprovaram a existência de uma mútua equivalência entre o potencial de pico prático calculado a partir de curvas de tensão e do

potencial de pico prático encontrado a partir da curva de contraste de kerma no ar obtida com o simulador de acrílico e o filtro de alumínio. O PPP foi adotado pela norma: “*Medical Electrical Equipment – Instruments as used in the Non-Invasive Measurements of X-Ray Tube Voltage in Diagnostic Radiology*” [6]. Este documento especifica os requisitos de desempenho de medidores não-invasivos de tensão.

Baseado na IEC 61676 [6], Peixoto et al. [7] estudaram o desempenho de medidores não-invasivos de tensão modificados para possibilitar a medição do PPP, e mostrou que estes equipamentos podem ser utilizados para a medição do PPP com resultados satisfatórios.

No Brasil, Becker et al. [8] desenvolveram um procedimento para calibrar instrumentos de medição não-invasivos de PPP. Ao comparar valores de PPP obtidos com medições invasivas e não-invasivas (com o Diavolt Universal Test da PTW), observou que o equipamento não-invasivo apresentava problemas na medição do PPP para uma das faixas de operação (65 kV a 110 kV). Posteriormente, Becker et al. [9] comparando valores de PPP calculados através de curvas de tensão e através da curva de contraste de kerma no ar obtida com o simulador de acrílico e o filtro de alumínio, observaram que a variação da corrente interfere na medição do PPP.

Ramírez et al. [3] através da comparação de medições feitas pelo medidor não-invasivo Diavolt Universal Test da PTW e de um medidor invasivo, observaram um erro sistemático de 1% a 8 % entre os valores de PPP. Ele atribuiu este erro a não consideração da variação da corrente no cálculo do PPP. Sua teoria foi confirmada observando o sinal de saída obtido pelos equipamentos não-invasivos Diavolt e WATEX (protótipo proposto em seu trabalho).

Contudo, não foram encontrados na literatura trabalhos que estudassem o impacto desta grandeza no produto final do radiodiagnóstico, ou seja, se imagens radiográficas obtidas com mesmo potencial de pico prático em diferentes equipamentos de raios X, possuem as mesmas características físicas da imagem, tal como o contraste. Também não se encontra na literatura estudos comparativos entre as grandezas potencial de pico máximo, potencial de pico médio e potencial de pico prático, mostrando que realmente esta última apresenta melhores resultados para as questões levantadas. Estes questionamentos foram a fonte de motivação para o desenvolvimento do presente trabalho.

1.1 Objetivos

O objetivo principal deste trabalho é:

- ❖ Avaliar se imagens radiográficas obtidas em equipamentos de raios X com retificações diferentes, ajustados com as grandezas potencial de pico máximo, potencial de pico médio e potencial de pico prático, apresentam contraste e outras características físicas da imagem semelhantes.

Para atingir este objetivo, o presente trabalho foi dividido nas seguintes etapas:

- ❖ elaborar um protocolo para determinação das grandezas potencial de pico máximo, potencial de pico médio e potencial de pico prático, *ripple*, tempo de exposição e corrente média;
- ❖ construir um programa de tratamento de dados para calcular as grandezas anteriores;
- ❖ obter imagens radiográficas de um simulador físico em equipamentos de raios X com retificações diferentes, com os mesmos valores de potencial pico máximo, potencial de pico médio e potencial de pico prático;
- ❖ avaliar se os fatores de contraste de materiais de diferentes coeficientes de atenuação, tais como o poliestireno e o alumínio (que simulam tecidos que compõe o corpo humano), são iguais quando obtidos em equipamentos de raios X com retificações distintas, com os mesmos valores de potencial de pico máximo, potencial de pico médio e potencial de pico prático.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Equipamento de raios X

Os equipamentos de raios X podem ser classificados de acordo com a sua potência e com as aplicações para as quais foram projetados. Os raios X em sistemas de radiodiagnóstico, são gerados aplicando-se tensões entre 20 e 150 kV e com a corrente aplicada ao tubo variando de 25 a 1200 mA [10]. Os principais componentes do equipamento de raios X (responsáveis pela produção de raios X) são: o tubo de raios X e o gerador de alta tensão.

2.1.1 Tubo de raios X

O tubo de raios X é constituído por uma ampola de vidro com vácuo possuindo dois eletrodos, um positivo denominado ânodo e outro negativo denominado cátodo. O ânodo é um alvo geralmente de tungstênio (radiologia geral), giratório ou fixo, e o cátodo é um filamento de tungstênio na forma de espiral. Quando uma corrente passa pelo cátodo este é aquecido e libera elétrons por emissão termoiônica, que ocorre quando elétrons de uma substância têm energia térmica suficiente para superar as forças que os mantêm presos ao mesmo. Estes elétrons são atraídos pelo ânodo, que se encontra positivo em relação ao cátodo devido a uma diferença de potencial aplicada entre os eletrodos.

O ponto focal é a área do alvo (ânodo) que é bombardeada pelos elétrons oriundos do cátodo (filamento). Os elétrons que atingem o ponto focal no tubo de raios X e interagem com qualquer elétron orbital ou núcleo do átomo do alvo, transferem suas energias cinéticas para o átomo do alvo, em forma de energia térmica (99%) ou energia eletromagnética (1%). A grande fração de energia transformada em calor ocorre porque, após múltiplas colisões com os elétrons do alvo, é gerada uma cascata de elétrons de baixa energia, que não possuem energia suficiente para prosseguir ionizando os átomos do alvo, mas conseguem excitar os elétrons das camadas mais externas, os quais retornam ao seu estado normal de energia emitindo radiação infra-vermelho.

Para minimizar o problema de aquecimento, em equipamentos de raios X diagnóstico, utiliza-se o ânodo giratório e um líquido refrigerante (geralmente óleo mineral).

Para uma boa definição da imagem, é necessário que o ponto focal no ânodo seja de pequeno tamanho. Existe, porém, um limite para este tamanho, pois quanto menor esta faixa, maior o calor concentrado. Para solucionar este problema o ânodo possui uma inclinação entre 6° e 20° , formando um ângulo com o plano perpendicular do feixe incidente. Desta forma o tamanho aparente do ponto focal é reduzido [11], como é mostrado na **Figura 2.1**.

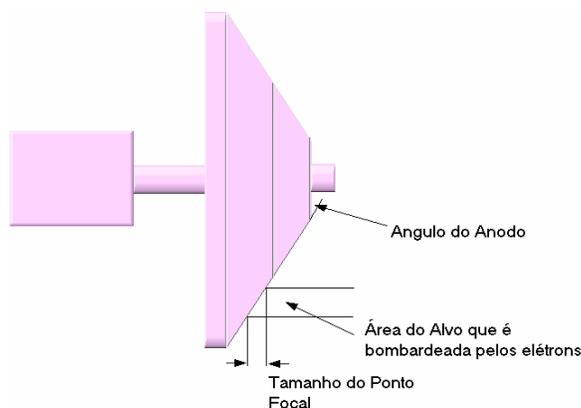


Figura 2.1: Diagrama do Ânodo.

O tubo de raios X é montado dentro de uma calota protetora de metal forrada com chumbo (cabeçote), contendo uma janela por onde passa o feixe útil. Os elementos básicos de um tubo de raios X estão ilustrados na **Figura 2.2**.

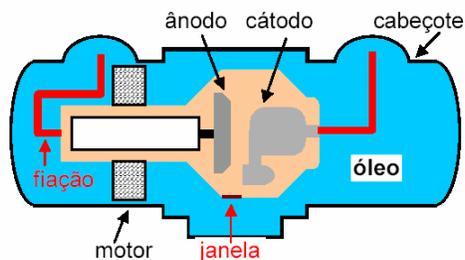


Figura 2.2: Elementos básicos de um tubo de raios X.

2.1.2 Gerador de alta tensão

A função dos geradores de alta tensão é produzir uma diferença de potencial necessária para acelerar os elétrons que vão produzir os raios X. Estes potenciais são produzidos através de transformadores elétricos que podem trabalhar com a frequência

nominal da rede elétrica ou com médias e altas frequências (dispositivos mais modernos) [12].

No gerador também é acoplado um sistema de retificação, que evita fluxo de corrente entre os eletrodos no tubo de raios X nos dois sentidos. A retificação é necessária, pois a tensão alternada não é útil para acelerar os elétrons, que possuem carga negativa e se deslocam em direção às tensões positivas. Logo, a retificação é responsável pela tensão do ânodo ser positiva em relação ao cátodo.

Na **Figura 2.3** são mostradas curvas típicas de tensão de vários tipos de geradores.

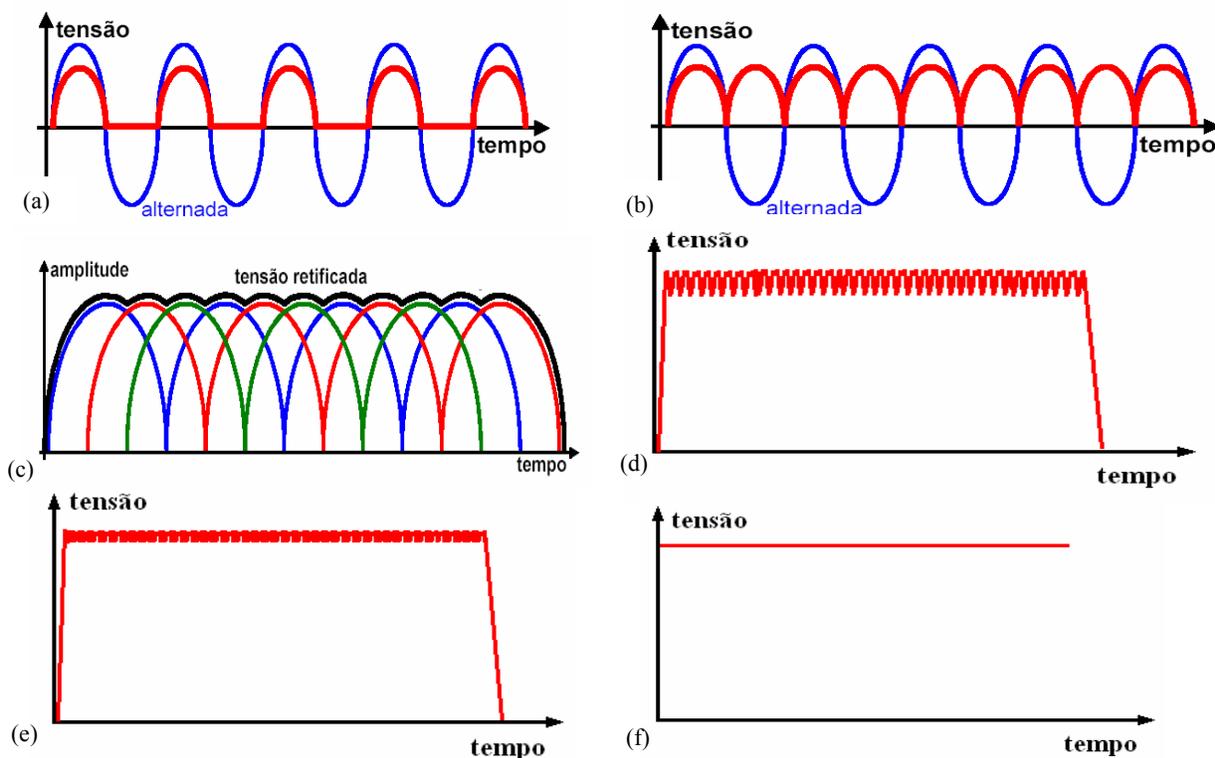


Figura 2.3: Curvas de tensão para os seguintes tipos de geradores: a) gerador monofásico de meia onda, b) gerador monofásico de onda completa, c) gerador trifásico, d) gerador de média frequência, e) gerador de alta frequência, e f) gerador de potencial constante.

2.1.2.1 Ripple

A flutuação periódica da tensão ao longo do tempo de exposição, proveniente do circuito elétrico do equipamento de raios X, é denominada *ripple*. O *ripple* percentual é definido por [6]:

$$R(\%) = 100 \times \left(\frac{kV_{\max} - kV_{\min}}{kV_{\max}} \right) \quad (1)$$

onde kV_{\max} é o valor de tensão máximo e kV_{\min} é o valor de tensão mínima obtido ao longo do tempo de exposição.

O *ripple* é um fenômeno indesejado na produção de raios X devido a redução da tensão média. O *ripple* percentual, teoricamente, é de 100 % para geradores monofásicos (na prática este valor é menor). Os geradores trifásicos possuem um *ripple* percentual que varia entre 3 e 25%. No gerador de média frequência, o *ripple* percentual diminui com o aumento da tensão e varia na faixa de 4 a 20%. O gerador de alta frequência é semelhante ao gerador de média frequência, porém, o *ripple* percentual varia numa faixa menor, de 2 a 15%. O gerador de potencial constante apresenta um *ripple* percentual menor que 1%.

2.1.2.2 Sistemas de retificação

Basicamente, os sistemas de retificação mais conhecidos são os de meia onda (um pulso), de onda completa (dois pulsos), trifásico (seis pulsos e doze pulsos) e de média e alta frequência, que podem ser empregados em diversas configurações [13].

O sistema de retificação mais simples é o de meia onda, onde uma válvula retificadora é colocada entre o transformador de alta tensão e o tubo de raios X. A válvula retificadora funciona de modo semelhante ao tubo de raios X. Possui dois eletrodos em um invólucro de vidro sob vácuo. Elétrons são emitidos de um eletrodo por emissão termoiônica e atraídos para o outro devido a uma diferença de potencial entre eles, formando assim uma corrente através da válvula. No ciclo inverso não há corrente, pois o eletrodo receptor não emite elétrons. O que faz com que não ocorra corrente no sentido inverso na válvula retificadora é o fato da maior parte da tensão aplicada no circuito ir para o tubo de raios X, ficando somente uma pequena parte aplicada a válvula. Como a potência dissipada pelo diodo é muito pequena e as dimensões físicas do alvo grandes, seu ânodo não aquece como o de um tubo de raios X e, dessa forma, não libera elétrons no sentido inverso [13]. Na **Figura 2.4** é mostrado o circuito de retificação de meia onda.

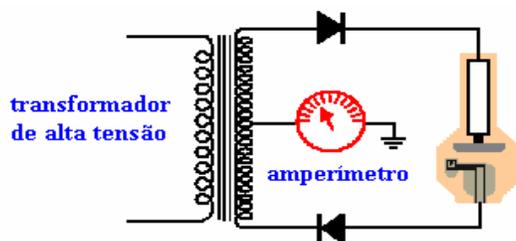


Figura 2.4: Circuito de retificação de meia onda.

A curva de tensão com retificação de meia onda é mostrada na Figura 2.3 (a). Este tipo de retificação conhecida também como retificação monofásico de meia onda, utiliza apenas a parte positiva da curva de tensão.

Para aumentar o aproveitamento da tensão, é necessário utilizar a retificação de onda completa, que aproveita toda a curva de tensão. Este aproveitamento ocorre devido a transformação da parte negativa da curva senoidal em tensão positiva. Na Figura 2.3 (b) é mostrada a curva de tensão alternada após a retificação de onda completa.

Para realizar esta transformação, é preciso utilizar um circuito retificador de onda completa. Na **Figura 2.5** é apresentado este circuito, onde a retificação é feita por dois pares de diodos. Quando o diodo 1 e 3 estão conduzindo, 2 e 4 não conduzem. No ciclo inverso, 1 e 3 estão cortados, daí quando B está positivo, a corrente passa sequencialmente pelo diodo 2, o tubo de raios X, o diodo 4 e finalmente, retorna ao ponto A [13].

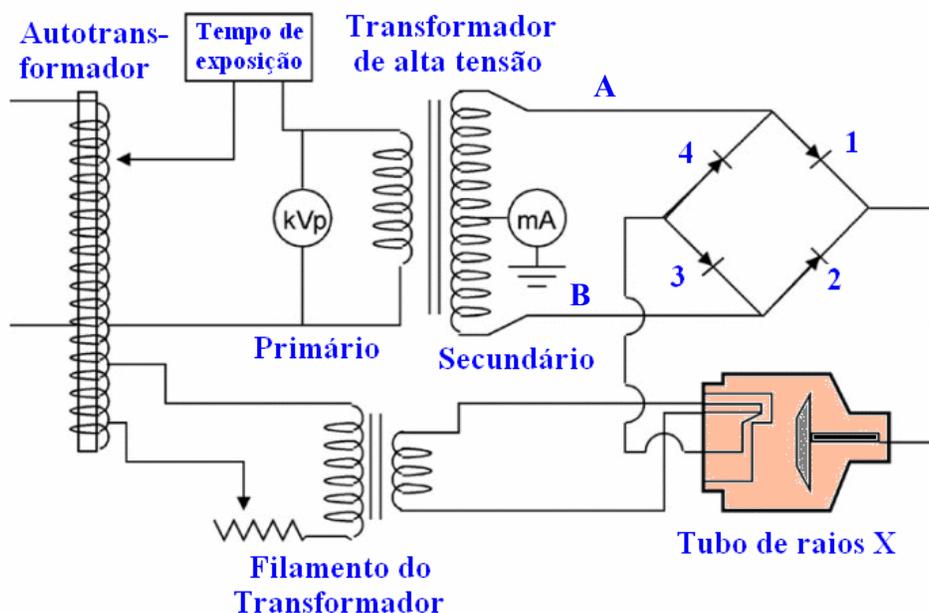


Figura 2.5: Circuito elétrico típico de um sistema de retificação de onda completa.

Comparando-se as curvas de tensão com retificação de meia onda e de onda completa (Figuras 2.3 (a) e 2.3 (b)), percebe-se uma nítida melhoria no aproveitamento do rendimento do equipamento de raios X. Nos circuitos de meia onda a tensão aplicada ao tubo de raios X permanece metade do tempo nula, sem qualquer contribuição para a geração de fótons. Na outra metade do tempo, a tensão varia de zero até seu valor máximo, o que provoca a geração de um feixe de fótons também variável. Contudo, nos circuitos de onda completa, os intervalos de tempo com tensão nula são pequenos. Na Figura 2.6 é mostrada a relação entre a tensão e a produção de fótons para um sistema de retificação de onda completa [13].

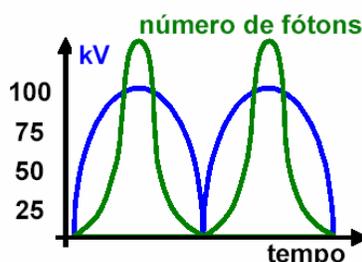


Figura 2.6: Relação entre a tensão aplicada ao tubo de raios X e a produção de fótons para um sistema de retificação de onda completa.

Historicamente, após os sistemas de retificação monofásico, surgiram os sistemas de retificação trifásicos. Existem dois tipos de retificação trifásicos: o de seis pulsos e o de doze pulsos. O primeiro (seis pulsos) é o mais simples, porém a tensão resultante apresenta um *ripple* percentual na faixa de 13 a 25%. O segundo (doze pulsos) é mais complexo, porém, há a vantagem da tensão de saída apresentar um *ripple* percentual na faixa de 3 a 10% [13].

Os sistemas de retificação dos equipamentos de raios X mais modernos, utilizam um complexo sistema de transformação da tensão alternada em uma tensão com pouca variação. O gerador de alta frequência retifica a onda senoidal disponível, monofásica ou trifásica de 60 Hz, em tensão quase contínua, porém de baixo valor, em torno de 300 V. Após, esta tensão é transformada novamente em tensão alternada, porém com uma frequência muito alta (em torno de 10.000 Hz) [13].

Esta tensão de alta frequência é elevada a milhares de volts através do transformador e aplicada ao tubo de raios X. Esta última retificação não difere das utilizadas nos sistemas monofásico ou trifásico, porém, como a frequência de oscilação é maior, a variação da

tensão retificada é pequena. Nestes geradores a variação da corrente também é pequena, pois seu sistema de tensão é ajustado para controlar a corrente [13]. Os geradores de média frequência possuem funcionamento praticamente igual a dos geradores de alta frequência.

Na **Figura 2.7** é mostrado um sistema elétrico simplificado de um gerador de alta frequência [13].

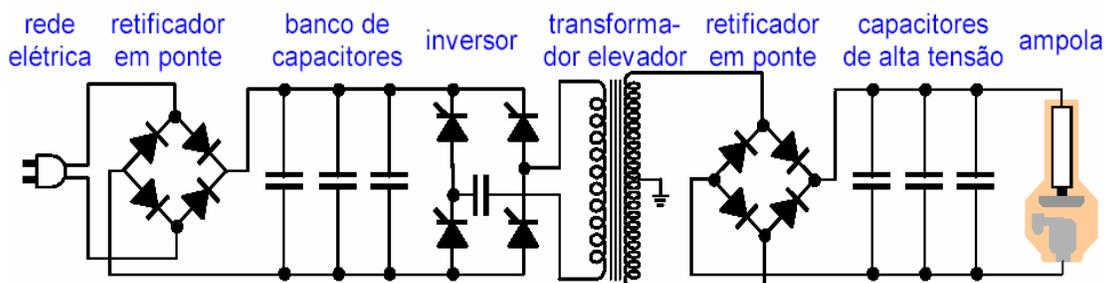


Figura 2.7: Sistema elétrico simplificado de um gerador de alta frequência.

2.2 Produção de raios X

Os raios X são produzidos de duas maneiras: por frenamento (*bremstrahlung*) ou por ejeção de um elétron orbital de um átomo (raios X característicos). Quando um elétron passa próximo a um núcleo, a atração entre o elétron carregado negativamente e o núcleo positivo faz com que o elétron seja desviado de sua trajetória, perdendo parte de sua energia cinética. Esta energia cinética perdida é emitida na forma de raios X, conhecido como *bremstrahlung* ou radiação de frenamento. Raios X característicos são produzidos quando um elétron incidente colide com um elétron orbital (geralmente da órbita k), fazendo com que este seja ejetado de sua órbita deixando um “buraco”. Esta condição instável é rapidamente corrigida com a passagem de um elétron de uma órbita mais externa para este buraco. Esta passagem resulta em uma diminuição da energia potencial do elétron e o excesso de energia é emitido como raios X, denominados raios X característicos. O nome característico se deve ao fato dos níveis de energia dos elétrons serem únicos para cada elemento, tornando únicos e característicos a cada elemento os raios X emitidos por esse processo.

2.2.1 Espectros de raios X

A distribuição em energia da radiação produzida, denominada espectro de raios X, é importante para descrever o campo de radiação e permitir compreender os processos de produção da imagem radiográfica.

O espectro de raios X é formado de duas partes distintas e superpostas: uma contínua e outra em linhas discretas. A parte contínua se deve aos raios X de *bremsstrahlung* e vai de energias muito baixas até uma energia máxima, numericamente igual a diferença máxima de potencial aplicada ao tubo de raios X. As linhas discretas são em decorrência dos raios X característicos. Na **Figura 2.8** é mostrado um espectro de raios X usado em radiodiagnóstico [14].

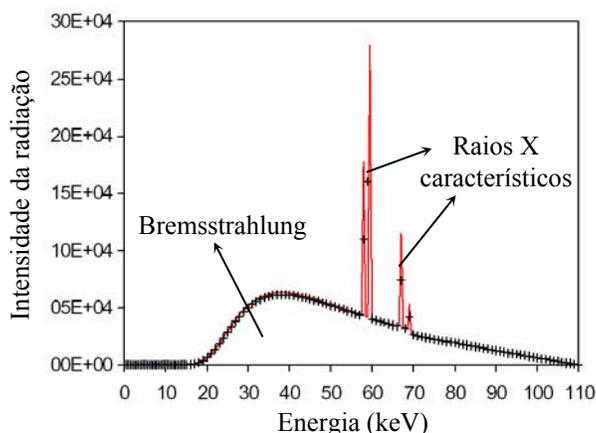


Figura 2.8: Espectro de raios X obtido com equipamento de raios X de potencial constante com 110 kV, 3 mm de alumínio e 750 mm de ar [14].

A intensidade e a qualidade da radiação emergente de um tubo de raios X são função da corrente e tensão aplicada ao tubo, do tempo de exposição, do material e ângulo do alvo, e da composição do material e espessura dos filtros do feixe.

A quantidade de raios X gerados é proporcional ao número atômico (Z) do material do alvo, aproximadamente ao quadrado do valor da tensão (kVp^2), e à corrente aplicada ao tubo (mA) [15]. Já a distribuição em energia do espectro de raios X é determinada pelo potencial aplicado (kVp), pelo material e ângulo do ânodo, e pela composição e espessura do material da filtração. Contudo o fator principal é a tensão aplicada ao tubo.

2.2.2. Filtração total

A filtração total de um feixe de raios X consiste na filtração inerente mais a filtração adicional.

A filtração inerente é constituída pelos componentes que envolvem o tubo de raios X, como o óleo isolante e o vidro da janela por onde sai o feixe útil de raios X. A filtração adicional por sua vez é usada para complementar a filtração inerente. No radiodiagnóstico, a filtração adicional é em geral feita por placas de alumínio. A filtração total, para radiologia geral, deve ser no mínimo o equivalente a 2,5 mm de alumínio a 80 kV. Sua função é eliminar os raios X de baixa energia, que não contribuem para a formação da imagem radiográfica e elevam a dose na pele do paciente.

2.3 Tensão aplicada ao tubo (kVp)

O kVp é um valor que representa a tensão aplicada ao tubo de raios X durante a exposição radiográfica. Este parâmetro de operação do equipamento de raios X é importante, pois influencia a qualidade da imagem na radiologia diagnóstica e a dose recebida pelo paciente sob exame.

Atualmente, um questionamento bem freqüente é: O que deve ser medido? Qual a definição do kVp? Na prática há várias grandezas utilizadas, as mais conhecidas são o potencial de pico máximo, o potencial de pico médio e o potencial de pico prático. Os itens que seguem apresentam as definições dessas grandezas.

2.3.1 Potencial de pico máximo

A determinação da tensão efetiva aplicada ao tubo de raios X tem sido objetivo de muitos estudos nos últimos anos [2, 3, 6, 7, 8, 9, 15, 16, 17 e 18]. Existem inúmeras grandezas associadas às altas tensões aplicadas ao tubo de raios X, uma das mais utilizadas é o potencial de pico máximo (kVpmax), definido como o maior valor de alta tensão obtido ao longo do intervalo de tempo de exposição [6]. Os valores de tensão no intervalo de

tempo de exposição onde ocorre instabilidade de tensão, conhecido como *overshoot*, não devem ser considerados na estimativa do potencial de pico máximo [18].

2.3.2 Potencial de pico médio

O potencial de pico médio (kVpmed) é definido como a média aritmética de todos os picos de tensão ocorridos durante o intervalo de tempo de exposição [6]. O intervalo de tempo de exposição considerado para estimar o potencial de pico médio deve desprezar o *overshoot* [18].

Através da medição das grandezas potencial de pico máximo e potencial de pico médio é possível avaliar o comportamento da curva de tensão ao longo do tempo de exposição [19]. Se o potencial de pico máximo e potencial de pico médio possuírem valores bem próximos, isso significa que a curva de tensão apresenta um comportamento estável ao longo do tempo de exposição. Caso contrário, isto é, o potencial de pico máximo e o potencial de pico médio possuírem valores completamente diferentes, significa que a curva de tensão está apresentando deformações ao longo do tempo de exposição [19].

2.3.3 Potencial de pico prático

O potencial de pico prático está baseado no conceito que a radiação gerada por uma alta tensão, independente da forma de onda, produz o mesmo contraste, que uma determinada radiação gerada por um potencial constante [2]. Com esta definição, imagens obtidas com o mesmo potencial de pico prático em equipamentos de raios X com diferentes tipos de retificação podem ser comparadas [9].

A medição experimental do PPP pode ser realizada através de duas metodologias [2, 4]: a primeira é através da determinação da curva de contraste e a segunda, adotada como de referência, é realizada através da obtenção da curva de tensão. A grandeza PPP é adotada pela IEC61676 [6] como a grandeza a ser utilizada para medir o kVp. No mesmo documento é descrito o método para a sua determinação.

A curva de contraste é obtida através da medição do kerma no ar [20] no ponto de teste para duas configurações: após um simulador de acrílico com dimensões de

20 cm x 20 cm x 10 cm, e após o mesmo simulador coberto com uma placa de alumínio com dimensões de 2 cm x 2 cm x 1 mm de alumínio [2]. O valor de contraste é obtido através da razão entre as medições de kerma no ar no ponto de teste após o simulado sem e com a adição da placa de alumínio [2]. Na **Figura 2.9** é mostrado o arranjo experimental de referência para a obtenção da curva de contraste.

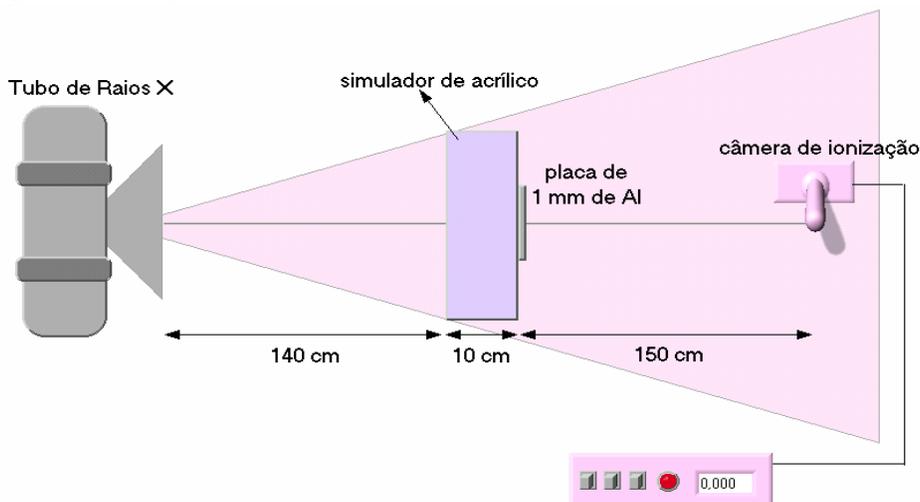


Figura 2.9: Arranjo experimental de referência para obtenção da curva de contraste.

Através das curvas de contraste de dois equipamentos de raios X, o de referência de potencial constante e o em estudo, é possível converter cada valor de contraste obtido para o equipamento de raios X em estudo num valor de potencial constante correspondente ao mesmo contraste [4, 5, 9]. Na **Figura 2.10** é mostrada a curva de contraste em função do potencial constante obtida experimentalmente por Baorong et al [4].

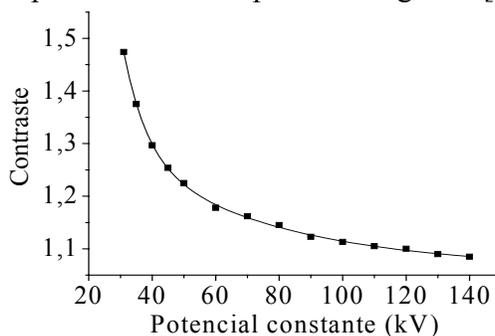


Figura 2.10: Gráfico do contraste em função do potencial constante obtido por Baorong et al [3].

O PPP, para equipamentos de raios X de qualquer retificação, pode ser determinado através da obtenção da curva de alta tensão ao longo do tempo de exposição. Dispondo da

curva de alta tensão pode-se calcular o valor do potencial de pico prático (PPP) através da equação[2]:

$$PPP = \frac{\sum_{i=1}^n p_i(U_i)U_i w(U_i)}{\sum_{i=1}^n p_i(U_i)w(U_i)} \quad (2)$$

Na **Equação 2** o termo $p(U_i)$ é a probabilidade de encontrar, em qualquer instante durante a exposição, um potencial U_i pertencente ao intervalo de tensão de $[U_i-(\Delta U/2), U_i+(\Delta U/2)]$, com ΔU pequeno. O termo $w(U_i)$ é uma função de ponderação, ajustada por dois polinômios. Para o intervalo de tensão igual a $20 \text{ kV} \leq U_i < 36 \text{ kV}$ o $w(U_i)$ é calculado por.

$$w(U_i) = \exp\{-8,646855 \times 10^{-3} U_i^2 + 0,8170361 U_i - 23,27793\} \quad (3)$$

Para o intervalo de tensão compreendido entre $36 \text{ kV} \leq U_i \leq 150 \text{ kV}$ o $w(U_i)$ é dado por:

$$w(U_i) = 4,310644 \times 10^{-10} U_i^4 - 1,662009 \times 10^{-7} U_i^3 + 2,30819 \times 10^{-5} U_i^2 + 1,03082 \times 10^{-5} U_i - 1,747153 \times 10^{-2} \quad (4)$$

Se os valores de tensão forem adquiridos com uma taxa constante e de forma independente, a **Equação 2** (do potencial de pico prático) fica reduzida a [2, 6]:

$$PPP = \frac{\sum_{i=1}^n U_i w(U_i)}{\sum_{i=1}^n w(U_i)} \quad (5)$$

2.4 Métodos de medição da alta tensão

Há duas técnicas para a medição da tensão aplicada ao tubo: a invasiva e a não-invasiva. A técnica invasiva é recomendada pela norma IEC 61676 [6] como técnica de medição de referência para ajuste de equipamentos de raios X e calibração de medidores não-invasivos. Como técnica invasiva temos os divisores de tensão, que para se efetuar a medição há a necessidade de desmontagem dos cabos de alta tensão do equipamento de raios X para o seu acoplamento.

O divisor de alta tensão permite a medida da alta tensão ao longo do tempo de exposição, isto é, a curva de tensão. A partir da obtenção desta curva é possível determinar o potencial de pico máximo, o potencial de pico médio, o potencial de pico prático, o *ripple*, a corrente média e o tempo de exposição.

O circuito de um divisor de alta tensão pode ser visualizado na **Figura 2.11**. A forma de onda do gerador pode ser visualizada conectando um osciloscópio em paralelo com o resistor R_X . Através do resistor R_S pode-se medir a corrente que passa pelo tubo de raios X. A corrente é obtida através da razão entre a tensão obtida no resistor R_S e o valor da resistência R_S . Existem no mercado alguns divisores de alta tensão sem o resistor R_S , desta forma a corrente é medida através de um sensor baseado no Efeito Hall [12].

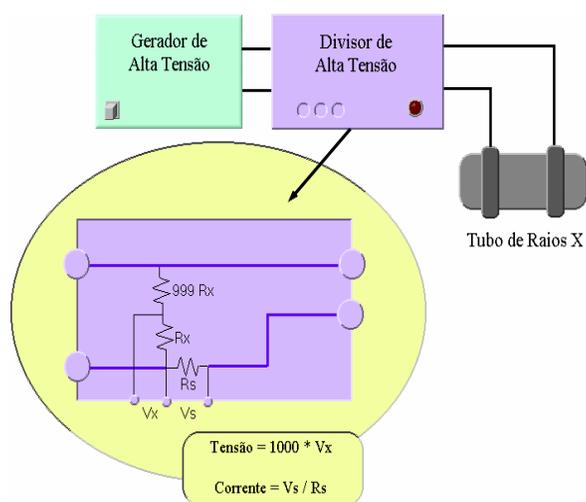


Figura 2.11: Divisor de alta tensão.

Os medidores invasivos são fundamentais para os laboratórios de ensaios, fabricantes de equipamentos de raios X e para os serviços de manutenção e conserto de equipamentos de raios X, mas não são práticos. Além da necessidade de desmontagem do equipamento de raios X, muitas vezes os cabos de adaptação não são disponíveis, uma vez que os fabricantes de raios X não utilizam os mesmos conectores [12].

Nos Programas de Controle de Qualidade os testes devem ser simples e rápidos. Os medidores de kVp mais adequados são os medidores de tensão não-invasivos. Neste caso, as medições da tensão aplicada ao tubo são realizadas indiretamente, através do feixe de radiação produzido.

Os primeiros medidores não-invasivos de tensão foram o penetrômetro e o cassete de Wisconsin, que utilizam filme radiográfico como detectores, após os filtros [18]. A intensidade da radiação era medida através da densidade ótica no filme. Nestes sistemas era de fundamental importância ter um controle rígido do processamento do filme radiográfico.

Um dos mais conhecidos métodos não-invasivos de medição de tensão baseia-se na alteração dos espectros dos feixes ao atravessarem materiais de diferentes composições e espessura, ou seja, medir a “radiação” após atravessar filtros de radiação.

O método mais moderno de medição de tensão não-invasivo, substitui o filme radiográfico por diodos. Os diodos possuem a propriedade de produzirem correntes elétricas quando são expostos a um feixe de raios X e polarizados com uma diferença de potencial. Sobre cada diodo coloca-se um material com diferente coeficiente de atenuação, de modo que a máxima diferença entre as correntes produzidas seja relacionada com o valor do kVp [12]. Na **Figura 2.12** é mostrado o esquema de um medidor não-invasivo que utiliza diodos e como o medidor não-invasivo deve ser posicionado na saída do tubo de raios X.

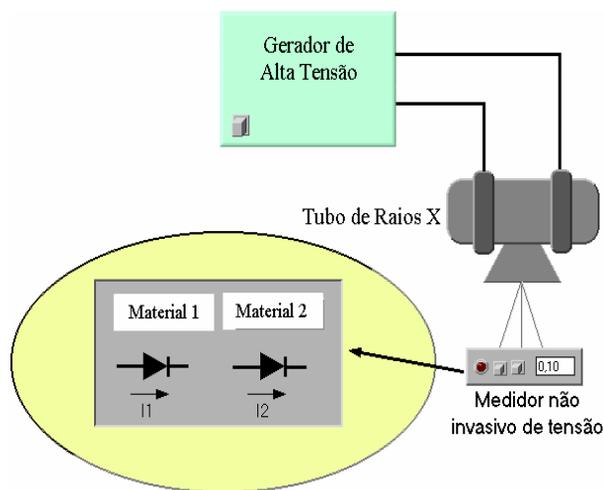


Figura 2.12: Esquema de um medidor não-invasivo de tensão que utiliza diodos.

2.5 Formação da imagem radiográfica

As radiações ionizantes têm sido utilizadas para fins de diagnóstico clínico desde 1895 [21]. A radiografia é o resultado do uso dos raios X, para reproduzir a imagem de um objeto em um material fotossensível. A radiografia, o registro final da imagem, acontece em uma película especial, por um processo fotográfico.

Uma das propriedades principais dos raios X é a sua capacidade de penetrar na matéria. Quanto mais denso e espesso for o material, maior será a probabilidade dos fótons do feixe de interagirem com os seus átomos, resultado em um índice menor de transmissão de fótons. Portanto, conforme o feixe de raios X emerge do corpo do paciente, as diferentes áreas do feixe contêm intensidades de radiação diferentes, pois o feixe passou por tipos de tecidos distintos (em densidade e/ou espessura).

Para que o processo possa ter utilidade para a Medicina, é necessário que se possa fazer um registro visível desta imagem. Isto é conseguido por meio do uso de filmes fotográficos e telas fluorescentes. Os filmes radiográficos modernos são compostos de uma película plástica transparente, recoberta nos dois lados por uma emulsão sensível à luz e aos raios X. Tal emulsão, quando atingida pela luz ou por raios X, sofre uma modificação físico-química. Quanto maior a intensidade de raios X ou de luz que atinge a emulsão, maior será essa modificação [22].

Devido ao fato do filme radiográfico possuir maior sensibilidade à luz do que a radiação, para reduzir a dose do paciente aos raios X, utiliza-se um dispositivo chamado *écran*, que tem a propriedade de tornar-se fluorescente quando se incide sobre o mesmo uma pequena quantidade de raios X. Colocando-se o filme entre duas lâminas de *écrans* e incidindo-se sobre este conjunto um feixe de raios X, forma-se a imagem no filme. O conjunto *écran-filme-écran* é mantido agrupado dentro de um dispositivo, denominado *chassi*, à prova de luz, para protegê-lo durante o transporte de um local para outro [23].

2.5.1 Tipos de contraste

A. Contraste do objeto

Para um objeto ser visível em uma imagem radiográfica, este objeto deve possuir contraste físico em relação ao tecido ou meio no qual está inserido. Este contraste, denominado contraste do objeto, é função da diferença de densidade ou composição química (número atômico) do objeto em relação ao meio [23].

Quando um objeto é fisicamente diferente, este atenua mais ou menos radiação que um tecido de igual espessura circunvizinho. O contraste do objeto é proporcional ao produto de sua densidade e espessura [23].

B. Contraste do sujeito

Após a interação da radiação com diferentes estruturas do corpo, emerge destas uma radiação cuja distribuição em energia é diferente daquela que penetrou no corpo, devido ao fato de, no trajeto haver estruturas de características diferenciadas. A essa nova distribuição de energias que compõem o feixe dá-se o nome de *imagem área* [13, 23].

A partir disso, pode-se definir uma grandeza bastante útil quando se trata da produção de uma imagem: o *contraste do sujeito*. O contraste do sujeito é a diferença na exposição entre vários pontos dentro da *imagem área*. Este é afetado, além do contraste do objeto, pelos fatores que influem na qualidade da radiação, tais como a tensão aplicada, o material do ânodo, o *ripple* e a filtração [23].

Pode-se exemplificar o contraste do sujeito comparando as intensidades de raios X emergentes de estruturas como o osso e o músculo. Se as duas intensidades tiverem uma relação de magnitude entre si de quatro vezes, pode-se dizer que o *contraste do sujeito* terá valor quatro. Na **Figura 2.13** é mostrado um gráfico onde se pode observar diferentes intensidades de um feixe de raios X que emerge de estruturas distintas, no caso osso e músculo do braço [13].

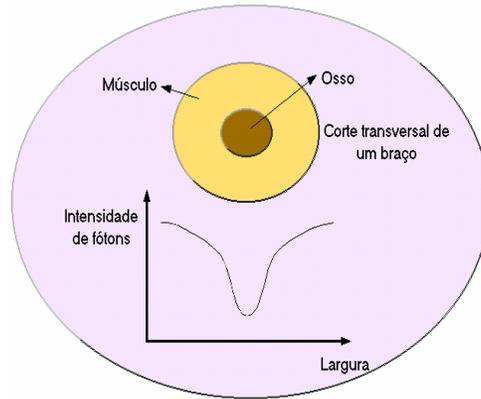


Figura 2.13: Intensidade relativa do feixe de raios X após atravessar o paciente [13].

C. Contraste da imagem

Em uma imagem, o contraste é o grau de diferenciação em tons de cinza de duas estruturas adjacentes, e sua função é tornar visíveis as projeções das estruturas anatômicas [23].

O contraste da imagem radiográfica depende basicamente das características das estruturas do paciente, composição dos tecidos, densidade e espessura, da distribuição de energia dos fótons, da intensidade de fótons que emergem dos diferentes tecidos (contraste do sujeito), das características do filme e do processamento da imagem [23]. Na **Figura 2.14** são mostrados os estágios de formação do contraste da imagem [23].

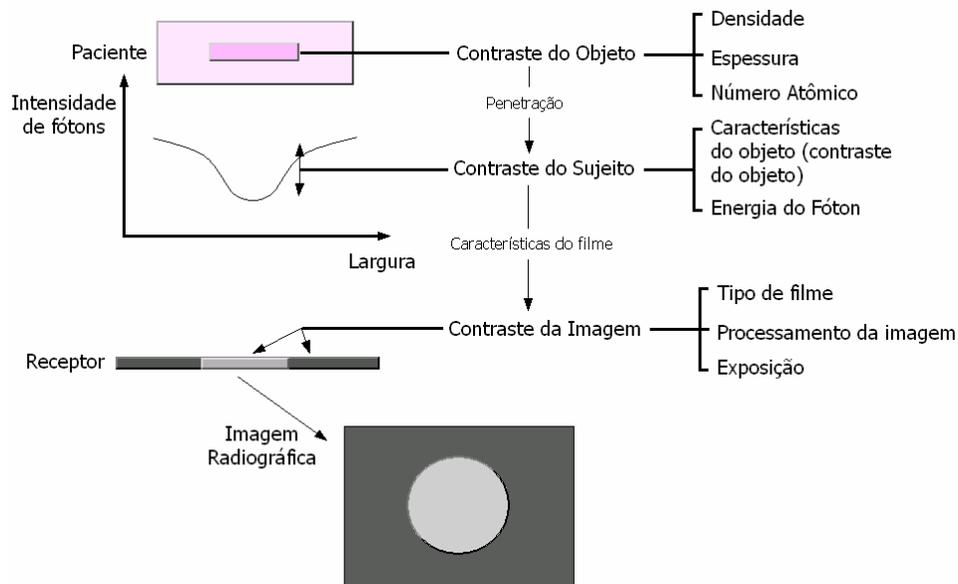


Figura 2.14: Estágios de formação do contraste da imagem [23].

Dada uma anomalia de espessura t e de coeficiente de atenuação μ_1 dentro de um meio homogêneo de coeficiente de atenuação μ_2 , o feixe de radiação ao atravessar a anomalia, dentro do corpo, produz uma exposição X_1 no detector da imagem. Ao atravessar uma mesma espessura do corpo, sem a anomalia, ele produz uma exposição X_2 no detector. O objetivo é transformar a diferença de exposição $X_1 - X_2$ numa diferença visível na imagem. Em outras palavras, obter o contraste adequado para a visualização da anomalia.

O contraste registrado no filme radiográfico é dado por [24]:

$$\text{Contraste} = (\mu_1 - \mu_2) \cdot t \cdot \gamma \cdot [\log X_1 - \log X_2] \quad (6)$$

onde γ é o gradiente da combinação filme-écran.

Obviamente, quanto maiores forem a diferença $\mu_1 - \mu_2$, a espessura t da anomalia ou o gradiente γ da combinação filme-écran, maior será o contraste obtido. A diferença $\mu_1 - \mu_2$ é maior para a faixa de energia de raios X, onde predomina os efeitos fotoelétricos, de pelo menos uma das estruturas.

2.5.2 Características e qualidade da imagem radiográfica

O estudo da qualidade da imagem tem como objetivo identificar e esclarecer os efeitos produzidos pelo conjunto de fatores que interferem no processo de formação e registro da imagem.

Atualmente, existem uma série de métodos com o intuito de avaliar a qualidade da imagem radiográfica, tais como o método de visibilidade de marcas anatômicas do paciente e os simuladores. O primeiro é um método objetivo, baseado na avaliação da visibilidade de marcas anatômicas predefinidas em imagens selecionadas para estudo. Já os simuladores podem ser de dois tipos, os antropomórficos e os geométricos. Os simuladores antropomórficos tendem a reproduzir a aparência radiográfica de uma determinada região do corpo humano, enquanto os simuladores físicos permitem a avaliação de um ou mais parâmetros que influenciam a qualidade da imagem radiográfica e/ou detectam falhas no desempenho dos equipamentos de raios X [23, 24].

Uma imagem radiográfica é considerada de boa qualidade quando apresenta nitidez de detalhes e visibilidade das estruturas anatômicas de interesse. A nitidez está associada às

propriedades geométricas da imagem e a visibilidade está associada às propriedades fotográficas da imagem [23, 24].

As propriedades geométricas da imagem radiográfica são [23]:

- distorção → é a representação irreal do tamanho ou forma das estruturas de interesse registradas no filme radiográfico;
- definição → é o registro das linhas estruturais reais de uma região anatômica no filme radiográfico ou qualquer outro sistema de recepção de imagem.

As propriedades fotográficas da imagem são [23]:

- densidade ótica → é o enegrecimento médio da imagem registrada no filme; indica que as quantidades de radiação que atravessaram as várias estruturas e alcançaram o filme foram adequadas ou não;
- contraste da imagem → é a habilidade de distinguir as estruturas sob investigação das estruturas adjacentes.

Em uma imagem radiográfica é necessário um balanceamento criterioso entre as propriedades geométricas e fotográficas da imagem, de modo a produzir radiografias que possam ser interpretadas na elaboração do diagnóstico.

A. Fatores que alteram as propriedades geométricas da imagem

A distorção da imagem pode ser provocada pela distância inadequada do foco do tubo de raios X ao filme, pela distância inadequada do foco ao objeto irradiado e pelo não alinhamento do raio central do feixe de raios X com o objeto.

Quando o objeto irradiado está separado do filme, a imagem deste tende a ser maior. Esta ampliação ou magnificação é igual a razão entre os valores de distância foco-filme (DFF) e de distância foco-objeto (DFO). A magnificação aumenta com o aumento da DFF ou com a aproximação do objeto irradiado em relação ao foco do tubo de raios X [23]. Nas **Figuras 2.15 e 2.16** são mostradas essas duas situações.

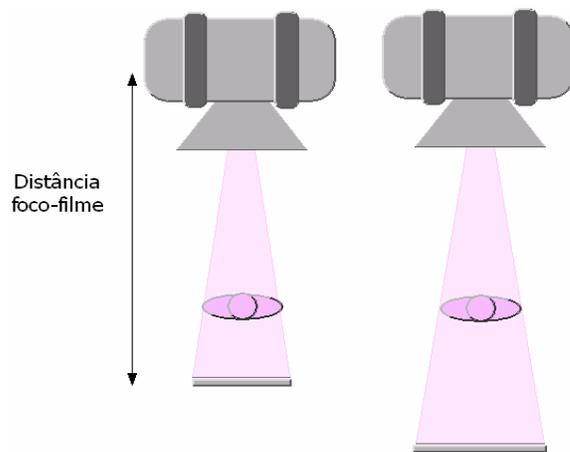


Figura 2.15: Ampliação da imagem em função de distâncias foco-filme diferentes.

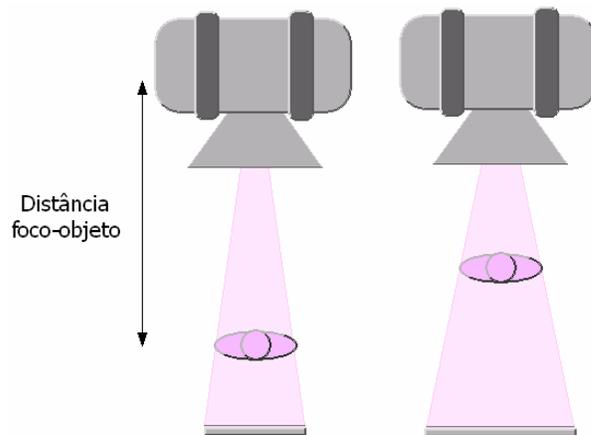


Figura 2.16: Ampliação da imagem em função de distâncias foco-objeto diferentes.

Uma importante causa de distorção da imagem é o não alinhamento do eixo central do feixe com o objeto. As partes do objeto fora do centro do feixe sofrem maior distorção. Na **Figura 2.17** é mostrada a distorção de uma imagem causada pelo não alinhamento do eixo central do feixe com o objeto.

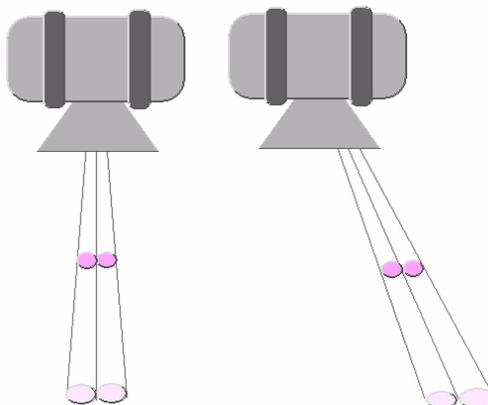


Figura 2.17: Distorção de uma imagem causada pelo não alinhamento do eixo central do feixe com o objeto.

A resolução ou definição é a habilidade do sistema de imagem de distinguir objetos bem próximos [23]. O limite de resolução de uma radiografia depende basicamente do tamanho do ponto focal do tubo de raios X, da distância foco-filme, da distância foco-objeto, do tamanho dos grãos do écran e dos grãos do filme.

B. Fatores que alteram as propriedades fotográficas da imagem

Um dos fatores que mais influenciam a densidade ótica é o produto corrente-tempo (mAs), que controla a densidade através da quantidade de raios X emitida durante uma exposição. Além do produto corrente-tempo (mAs) outro fator de controle é a distância do tubo de raios X ao filme, de acordo com a lei do quadrado inverso. O aumento da distância reduz a intensidade do feixe de raios X que alcançam o filme.

A densidade ótica (DO) pode ser medida através do grau de enegrecimento do filme, expressa como o logaritmo da razão entre a intensidade de luz incidente (I_0) e a intensidade de luz transmitida através do filme (I) [25].

$$DO = \log\left(\frac{I_0}{I}\right) \quad (7)$$

A tensão é um dos fatores que mais influenciam o contraste da imagem radiográfica, controlando a capacidade de penetração do feixe primário [15]. Quanto maior a tensão, menor será a diferença entre a intensidade de fótons provenientes das várias densidades de massa dos tecidos, dando origem a uma imagem de baixo contraste [15]. O aumento da tensão provoca, também, aumento da energia e quantidade de raios X que chegam ao filme, causando aumento de densidade ótica.

Existem outros fatores que influenciam o contraste da imagem radiográfica, tais como a radiação espalhada (ou dispersa) [23]. A radiação espalhada influencia a imagem radiográfica, diminuindo o contraste, principalmente nas regiões claras do filme, mascarando os detalhes situados nestas áreas [12]. Na **Figura 2.18** é mostrado o contraste de um objeto obtido sem e com a radiação espalhada.

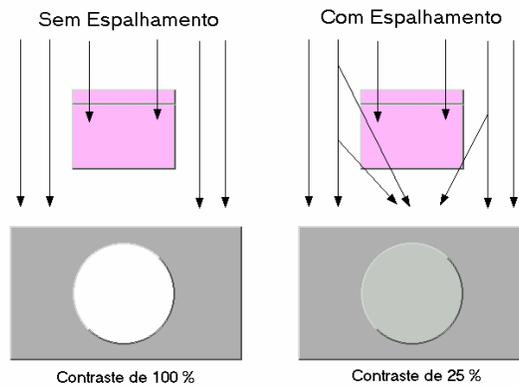


Figura 2.18: Contraste obtido sem e com radiação espalhada [23].

O contraste diminui exponencialmente com o aumento da radiação espalhada. Na **Figura 2.19** é apresentado o comportamento do contraste da imagem com o aumento da radiação espalhada [23].

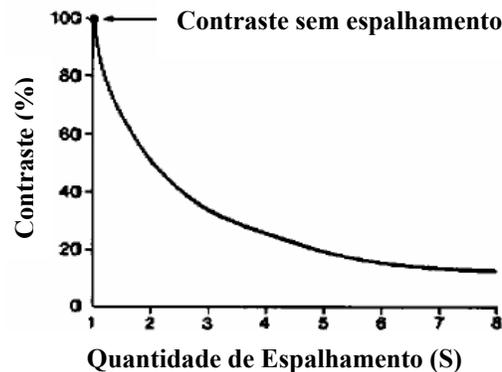


Figura 2.19: Comportamento do contraste da imagem em função da radiação espalhada [23].

2.5.3 Método de redução da radiação espalhada

Ao atravessar o paciente, o feixe primário é atenuado devido às interações dos fótons com as estruturas internas do corpo humano. A distribuição espacial de intensidades será função dos diferentes órgãos e materiais que se colocam entre o filme radiográfico e o tubo de raios X.

Se denomina radiação secundária a radiação resultante da interação da radiação primária com o meio [12]. A direção desta radiação quase sempre não é a mesma do feixe primário, e devido a isto, não contribui positivamente para a formação da imagem no filme; ao contrário, interfere, já que na imagem diminuindo o contraste há perda de nitidez [23].

Para atenuar os efeitos da radiação espalhada se utilizam algumas técnicas como por exemplo as grades antidifusoras e a técnica de *gap* de ar.

A grade antifusora (**Figura 2.20**) consiste em um conjunto de “tiras” de material radio-opaco separadas entre si e envolvidas por um material radio-transparente. A radiação espalhada é absorvida pelas tiras radio-opacas enquanto o feixe primário atenuado atravessa [12, 23].

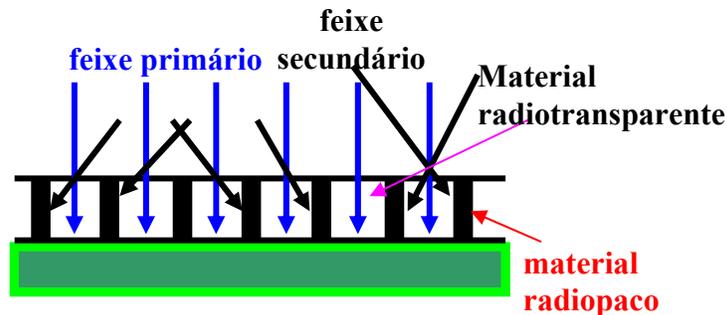


Figura 2.20: Eliminação da radiação espalhada através da grade antidifusora.

A técnica de *gap* de ar consiste no aumento da distância entre o filme radiográfico e o paciente, criando uma camada de ar entre os dois. A radiação espalhada que deixa o corpo do paciente é mais divergente que o feixe de raios X primário. A quantidade de radiação espalhada que atinge o filme, em relação ao feixe primário, diminui com o aumento da distância do paciente-filme [12, 23]. Na **Figura 2.21** é ilustrada a diminuição da radiação espalhada com a técnica de *gap* de ar.

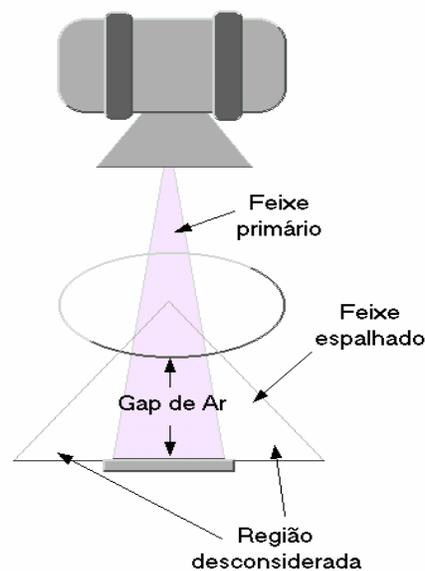


Figura 2.21: Técnica de *gap* de ar [23].

2.6 Teste estatísticos: análise de variância (ANOVA) e tukey HSD

A Análise de Variância (ANOVA) é um método estatístico usado para verificar se duas ou mais médias populacionais em estudo são ou não estatisticamente iguais [26].

A ANOVA tem como objetivo a análise das fontes de variação dos dados. A primeira é a variação observada no conjunto total de dados sem considerar que os dados estão separados por grupos. Esta variabilidade pode ser obtida pela soma do quadrado total, denominada SST (*Sum Squares total*) [26], calculada através da equação abaixo:

$$SST = \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^n \left(x_{ij} - \bar{x} \right)^2 \quad (8)$$

Onde, k é o número de grupos, n é o número de dados (ou observações) que contém cada grupo, \bar{x} é a média global dos dados obtida somando-se todos os dados x_{ij} e dividindo-se por kn-1.

A segunda fonte de variação é referente a variação entre os grupos, ou seja, a variabilidade média esperada em cada observação devido os dados estarem separados por grupos diferentes. Esta variabilidade é dada pela soma de quadrados de tratamentos, denominada SS_{tr} (*Sum Square Treatments*) [26].

$$SS_{tr} = n \sum_{i=1}^k \left(\bar{x}_i - \bar{x} \right)^2 \quad (9)$$

Onde \bar{x}_i é a média de cada grupo ou tratamento e \bar{x} é a média global.

A terceira e última fonte de variação é devido a variação dentro dos grupos e é obtida pela soma do quadrado do erro, denominada SSE (*Sum Square Errors*) [26].

$$SSE = \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^n \left(x_{ij} - \bar{x}_i \right)^2 \quad (10)$$

A partir destas fontes de variação, a análise de variância é feita através do cálculo do valor F, obtido pela seguinte equação:

$$F = \frac{\left(\frac{SS_r}{k-1} \right)}{\left(\frac{SSE}{k(n-1)} \right)} \quad (11)$$

Através do valor calculado F pode-se obter com o auxílio de uma tabela apropriada o valor p. Se o valor p for maior que o nível de significância adotado, as médias são consideradas estatisticamente iguais. O nível de significância é a probabilidade de se rejeitar a hipótese de que as médias dos grupos são iguais, quando de fato isto é verdadeiro e o valor p é a probabilidade de se obter um valor igual ou maior que o calculado para a estatística de teste (F) a partir da amostra [26].

Uma vez obtido o resultado do teste estatístico ANOVA e comprovada a hipótese de que as médias não são iguais, o interesse é identificar entre quais grupos ocorre diferenças significativas. Um dos métodos que podem ser utilizados para isto é o teste de Tukey HSD (*Honestly Significantly Different*). Este teste baseia-se na distribuição da amplitude estudantizada. Este teste estatístico é realizado através do cálculo de ts, para todos os pares de médias [26].

$$ts = \frac{\bar{x}_i - \bar{x}_j}{\sqrt{\frac{SSE}{k(n-1)} \cdot \frac{1}{n_h}}} \quad (12)$$

Onde $\bar{x}_i - \bar{x}_j$ é a diferença entre as médias dos grupos i e j e n_h é a média hamônica do tamanho das amostras dos grupos i e j. A média hamônica para k amostras distintas, cada uma de tamanho n_i , é dada por:

$$n_h = \frac{k}{\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2} + \dots + \frac{1}{n_k}} \quad (13)$$

Através do valor de ts e de uma tabela adequada pode-se obter o valor de p e compara-lo com o nível de significância adotado. O nível de significância utilizado deve ser o mesmo adotado no teste estatístico ANOVA.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Instalações

O presente trabalho foi realizado no Laboratório de Radiologia do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD/CNEN). Este Laboratório possui equipamentos de raios X com diferentes sistemas de retificação e sala de processamento de imagens radiográficas. No momento, se encontram instalados os equipamentos básicos para os ensaios de calibração de medidores não-invasivos de tensão e tempo de exposição. No IRD/CNEN, também funciona o Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, que possui, dentre os laboratórios, o de ensaio de medidores invasivos de tensão.

3.2 Materiais

3.2.2 Equipamentos de raios X

Neste trabalho foram utilizados dois equipamentos de raios X com sistemas de retificação diferentes: um com retificação monofásica de onda completa (A), e o outro com retificação de média frequência (B). As especificações desses equipamentos são apresentadas na **Tabela 3.1**.

Tabela 3.1: Equipamentos de raios X.

Especificações	Equipamentos de raios X	
	A	B
Modelo	Neo-Heliophos	Polimat
Fabricante	Siemens	Siemens
Tubo	Nara 15475	SiemensP125/30/50
Filtração total utilizada	Equivale a 3,3 mm Al à 80 kV	Equivale a 3,3 mm Al à 80 kV
Faixa de tensão	(45-89) kV	(40-125) kV
Faixa de Corrente	Foco fino e Foco grosso*	(50-600) mA
Sistema de retificação	Monofásico de onda completa	Trifásico de média frequência
Frequência de Retificação	60 Hz	5 kHz

* Este equipamento possui ajuste de corrente através da seleção manual do foco (em foco fino e foco grosso).

3.2.3 Divisores de tensão e sistema de aquisição de dados

Para monitorar as curvas de alta tensão do gerador nos equipamentos de raios X, foram usados dois divisores de tensão Dynalyser III fabricados pela Radcal. O divisor de tensão I foi acoplado no equipamento A e o divisor II no equipamento B. Os fatores de calibração fornecidos pelo fabricante dos divisores de tensão I e II são respectivamente 0,999 e 0,1001.

Acoplado aos divisores de tensão foram utilizados uma placa de aquisição de dados modelo PCI-MIO-16E-4 da National Instruments com 12 bits e um programa de aquisição de dados desenvolvido utilizando o programa LabView versão 6.0i. Este último possibilita a aquisição da tensão no tubo com uma taxa de digitalização de até 250.000 amostragens por segundo.

3.2.4 Simulador físico

O simulador utilizado foi o simulador físico modelo 170A, fabricado pela RMI – Radiation Measurements. Esse simulador é utilizado para avaliar os parâmetros que influenciam a qualidade da imagem radiográfica e o desempenho dos equipamentos de raios X. Ele é constituído de resina e epoxy, com dimensões de 22 cm x 22 cm x 6 cm, contendo duas escalas de cinco degraus para avaliação de contraste da imagem com materiais equivalentes ao osso e ao ar e objetos de teste para avaliação da qualidade da imagem. Na **Figura 3.1** é mostrado um diagrama do simulador físico utilizado e na **Tabela 3.2** são descritos os detalhes das estruturas simuladas por cada objeto de teste.

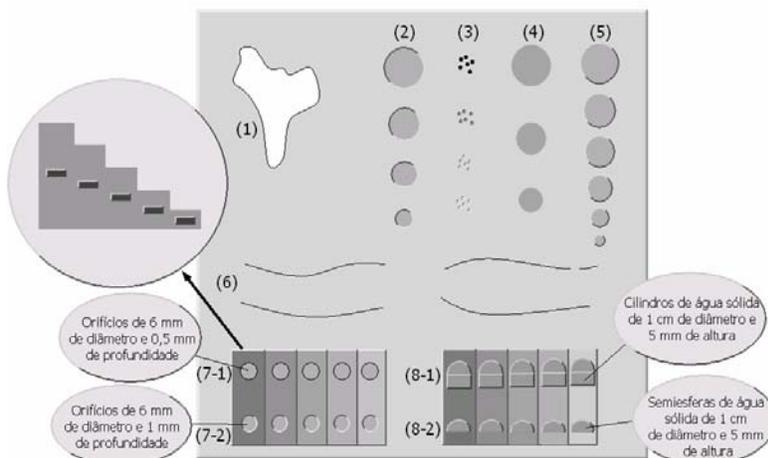


Figura 3.1: Diagrama do simulador físico modelo 170A da RMI.

Legenda da **Figura 3.1**:

- 1 **Grupo D1** - Parte de uma vértebra humana;
- 2 **Grupo D2** - Simulador de estruturas tumorais (0,75; 1,0; 1,3 e 1,5 cm de diâmetro);
- 3 **Grupo D3** - Simulador de calcificações - conjunto de 6 pequenos pontos de óxido de alumínio de diâmetros 0,8; 1,0; 1,5 e 1,9 mm;
- 4 **Grupo D4** - Cilindros de Lipídio (0,63; 0,95 e 1,27 cm de diâmetro);
- 5 **Grupo D5** - Esferas de alumínio (com diâmetros que variam de 0,15 a 0,79 cm);
- 6 **Grupo D6** - Tiras de teflon com material de contraste;
- 7-1 **Grupo D7-1** - Escala de degraus de contraste com material equivalente ao osso, com orifícios inseridos de 6 mm de diâmetro com 0,5 de profundidade;
- 7-2 **Grupo D7-2** - Escala de degraus de contraste com material equivalente ao osso, com orifícios inseridos de 6 mm de diâmetro com 1 mm de profundidade;
- 8-1 **Grupo D8-1** - Escala de degraus de contraste com material equivalente ao ar, com cilindros de 1 cm de diâmetro e 5 mm de altura feitos de água sólida;
- 8-2 **Grupo D8-2** - Escala de degraus de contraste com material equivalente ao ar, com semiesferas de 1 cm de diâmetro e 5 mm de altura feitas de água sólida

Tabela 3.2: Detalhes anatômicos simulados.

Grupo de Imagens	Detalhe Anatômico ou Parâmetro Físico	Objeto de teste
Grupo D1	Visualização de estruturas ósseas	Parte de uma vértebra humana
Grupo D2	Visualização de estruturas tumorais, detectabilidade de baixo contraste	Simulador de estruturas tumorais
Grupo D3	Visualização de calcificações, resolução de alto contraste	Simulador de calcificações
Grupo D4	Visualização de objetos de médio contraste	Cilindros de Lipídio
Grupo D5	Visualização de objetos de alto contraste	Esferas de alumínio
Grupo D6	Visualização de vasos sanguíneos	Tiras de teflon com material de contraste
Grupos D7-1 e D7-2	Avaliação do contraste da imagem de tecidos ósseos e da capacidade de detecção de orifícios no meio de estruturas de ósseas para diversos valores de densidade ótica	Escala de degraus de contraste com material equivalente ao osso, com orifícios inseridos
Grupos D8-1 e D8-2	Avaliação do contraste da imagem de tecidos aerados e da capacidade de detecção de nódulos pulmonares em tecidos aerados para diversos valores de densidade ótica	Escala de degraus de contraste com material equivalente ao ar, com objetos inseridos de coeficiente de atenuação maior

3.2.5 Filmes, chassi, écran, processadora e soluções para processamento

O filme utilizado nas exposições foi de fabricação da Kodak, tipo MXG/Plus, de dimensões 35 cm x 43 cm, filme comercial para aplicação em radiologia geral.

O chassi e o écran usados são de fabricação Konex, projetados para radiologia geral. Todas as imagens radiográficas foram realizadas com a mesma combinação filme-écran.

A processadora de filmes utilizada é de fabricação da Kodak, modelo X-OMAT M35A, automática, conectada a um mixer também fabricado pela Kodak.

Os produtos químicos (revelador e fixador) utilizados durante o processamento dos filmes radiográficos também são de fabricação da Kodak.

3.2.7 Sensitômetro e densitômetro

O sensitômetro e densitômetro utilizados neste trabalho são de fabricação X-Rite, modelo 334 e 331, respectivamente.

O sensitômetro modelo 334 foi projetado para controle de qualidade do processamento de filmes e possui ajuste para sensibilização de filmes de base azul e verde. Apresenta estabilidade de $\pm 0,02$ log da exposição por ano e reprodutibilidade de $\pm 0,04$ log da exposição, segundo manual do fabricante.

O densitômetro modelo 331 pode medir densidades óticas de zero até 4,00 DO. Este equipamento possui incerteza da exatidão de leitura de $\pm 0,02$ DO e reprodutibilidade de $\pm 0,01$ DO.

3.2.7 Conjunto dosimétrico

Foi utilizado o conjunto dosimétrico de fabricação da Radcal, composto por uma câmara de ionização modelo 10x5-6, um conversor modelo 9060 e um eletrômetro modelo 9015. Segundo o fabricante este conjunto pode ser usado na faixa de $0,1 \mu\text{Gy} - 600 \text{ Gy}$ e $0,1 \text{ mGy/min} - 7,4 \text{ Gy/min}$. Este equipamento é utilizado em Controle de Qualidade e Proteção Radiológica com exatidão de leitura de $\pm 4\%$ e repetitividade de $\pm 1\%$.

3.2.8 Programas e computadores

Foram usados neste trabalho o programa R versão 1.6.2 (disponível gratuitamente na internet no endereço: <http://www.r-project.org>) para análise estatística, e o Labview versão

6.0i para o desenvolvimento do programa de tratamento de dados. O Labview versão 6.0i e os computadores usados pertencem ao Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD/CNEN).

Também foi usado um programa de aquisição de dados, desenvolvido no Labview versão 6.0i, pertencente ao IRD/CNEN.

3.2.9 Espectros de raios X

Espectros de raios X dos equipamentos utilizados foram obtidos e catalogados por Souza [27], e para as condições específicas deste trabalho, foram feitas interpolações dos espectros catalogados.

3.2.10 Placas de poliestireno e alumínio

Foram usadas cinco placas de poliestireno e três placas de alumínio com dimensões de 10 cm x 10 cm x 1 cm, simulando tecido adiposo e tecido ósseo, respectivamente [28].

3.3 Métodos

3.3.1 Obtenção das curvas de tensão e corrente ao longo do tempo de exposição

O arranjo experimental utilizado para a obtenção das curvas de tensão e corrente ao longo do tempo de exposição é mostrado na **Figura 3.2**. Este sistema permite a obtenção da tensão e corrente simultaneamente com uma taxa de aquisição constante ao longo do tempo de exposição.

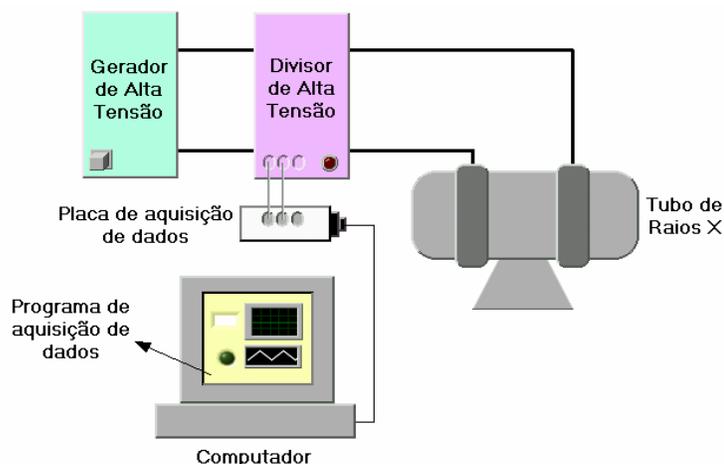


Figura 3.2: Diagrama do sistema de aquisição de dados de um medidor invasivo.

O programa de aquisição de dados funciona como um osciloscópio, com uma resolução de 12 bits. O sinal proveniente do divisor de tensão, ao ultrapassar o nível de disparo, faz com que um número de conversões A/D pré-definidas sejam efetuadas. Os resultados destas conversões são apresentados graficamente na tela do computador, e os dados são armazenados em um arquivo. A taxa de aquisição é selecionada antes da operação do sistema de acordo com a frequência de operação do gerador de alta tensão do equipamento de raios X. A taxa de aquisição utilizada neste trabalho foi de 100.000 amostras por segundo.

3.3.2 Protocolo

A. Determinação do potencial de pico máximo

Foi atribuído ao potencial de pico máximo o maior valor de tensão obtido ao longo do tempo de exposição [6], desprezando o *overshoot* [18]. O critério utilizado para desprezar o *overshoot* foi visual.

Na **Figura 3.3** está ilustrado o intervalo de tempo de exposição considerado para estimar o kVpmax.

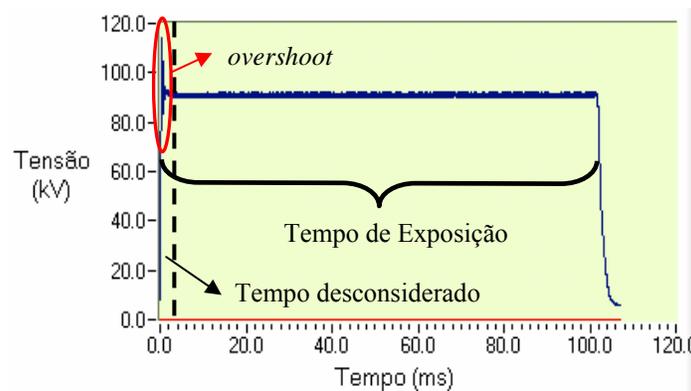


Figura 3.3: Tensão ao longo do tempo de exposição de um equipamento de raios X de alta frequência

B. Determinação do potencial de pico médio

O potencial de pico médio foi estimado através da média aritmética de todos os picos de tensão ocorridos ao longo do tempo de exposição [6], desprezando o *overshoot* [18].

C. Determinação do potencial de pico prático

O potencial de pico prático foi calculado a partir da equação [2, 6]:

$$PPP = \frac{\sum_{i=1}^n U_i w(U_i)}{\sum_{i=1}^n w(U_i)} \quad (14)$$

Onde: U_i é o valor da tensão digitalizada, n é o número de conversões, e $w(U_i)$ é um fator de peso calculado conforme as Equações 3 e 4. Vale ressaltar, que na determinação do PPP toda curva de tensão é considerada.

D. Determinação do *ripple*

O cálculo do *ripple* percentual (R) foi feito através da definição [6]:

$$R(\%) = 100 \times \left(\frac{kV_{\max} - kV_{\min}}{kV_{\max}} \right) \quad (15)$$

onde: kV_{\max} é o valor de tensão máxima e kV_{\min} é o valor de tensão mínima.

O intervalo de tensão utilizado para calcular o *ripple* não inclui a região de *overshoot* [18]. Na **Figura 3.4** é mostrado o intervalo de tensão considerado para calcular o *ripple* percentual.

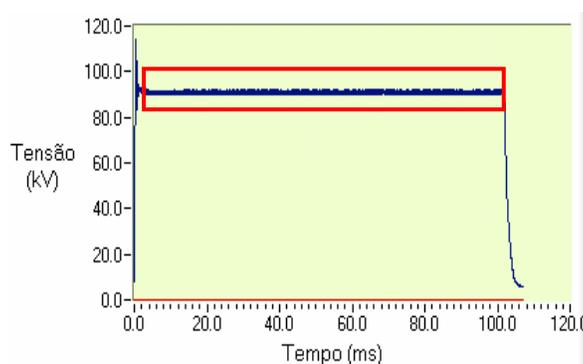


Figura 3.4: Intervalo de tensão considerado no cálculo do *ripple* percentual de uma curva de tensão obtida em um equipamento de raios X de alta frequência com 90 kV e 100 mA.

E. Determinação do tempo de exposição

Para o equipamento de raios X com retificação monofásica, o tempo de exposição foi calculado considerando o intervalo de tensão compreendido entre os valores de tensão iguais a 20 % do valor de kV_{pmed} e para o equipamento de raios X de média frequência foi calculado considerando o intervalo de tensão compreendido entre os valores de tensão iguais a 75 % do valor de kV_{pmed} [29].

Como a taxa de aquisição de amostragens para obter a curva de tensão é constante (100.000 amostragens por segundo) o tempo de exposição foi estimado pelo programa de tratamento de dados através da Equação:

$$\text{Tempo de exposição} = (N / \text{Taxa de Aquisição de dados}) \times 1000 \text{ [ms]} \quad (16)$$

onde, N é o número de amostragens do intervalo de tensão considerado para estimar o tempo.

F. Determinação da corrente média

A corrente média foi estimada através da média aritmética de todos os valores de corrente obtidos ao longo do tempo de exposição [29], desprezando o *overshoot*.

3.3.3 Obtenção do potencial de pico máximo, potencial de pico médio, potencial de pico prático e *ripple* em função da tensão nominal

A partir da elaboração do protocolo de determinação do potencial de pico máximo, potencial de pico médio, potencial de pico prático, *ripple*, tempo de exposição e corrente média foi construído um programa de tratamento de dados no Labview 6.0i.

Para verificar se o programa desenvolvido está funcionando corretamente foram calculados os valores de potencial de pico máximo, potencial de pico médio, potencial de pico prático, *ripple*, tempo de exposição e corrente média de curvas simuladas de tensão e corrente no programa Excel. É importante ressaltar que as curvas simuladas são ideais, com uma amostragem de 100.000 pontos por segundo.

Após a avaliação do programa de tratamento de dados, foram obtidas curvas de tensão ao longo do tempo de exposição para diversos valores de tensão nominal nos equipamentos A e B. Para cada valor de tensão nominal foram feitas três medidas. As curvas de tensão foram obtidas com corrente em foco fino e em foco grosso no equipamento A, e com corrente iguais a 100, 200 e 320 mA no equipamento B.

Os valores de potencial de pico máximo, potencial de pico médio, potencial de pico prático e *ripple* para essas curvas de tensão foram calculados através do programa de tratamento de dados, cobrindo todas as faixas de tensão disponíveis nos dois equipamentos.

3.3.4 Determinação da curvas de rendimento em função da tensão nominal

Para medir o rendimento, uma câmara de ionização foi posicionada no centro do feixe primário, a 100 cm do foco e a 30 cm da mesa, para minimizar a contribuição de radiação espalhada na câmara. Foi fixado um produto corrente-tempo de 10 mAs, com corrente em foco fino no equipamento A e com corrente de 100 mA no equipamento B. Após variou-se a tensão nominal. Foram feitas três exposições em cada valor de tensão escolhido. A partir da média dos valores medidos, foi obtida a curva de rendimento em função da tensão nominal.

3.3.5 Imagens radiográficas

3.3.5.1 Determinação da técnica radiográfica

Para determinar a técnica radiográfica, primeiro se estabeleceu uma distância do foco do tubo de raios X ao filme (distância foco-filme) de 1,70 metros. Este parâmetro foi determinado de acordo com as dimensões da sala, de forma a obter a máxima distância foco-filme possível.

Devido a impossibilidade de utilizar uma técnica de grade, foi utilizada a técnica de *gap* de ar para minimizar a radiação difusa no filme. O afastamento utilizado do simulador ao filme foi limitado pela máxima magnificação da imagem no filme.

Após foram ajustados os valores de tensão e de produto corrente-tempo de modo a obter uma densidade ótica em que se visualizasse melhor as estruturas contidas no simulador. A escolha da melhor técnica radiográfica foi feita utilizando o equipamento A e os valores de mAs, potencial de pico máximo e potencial de pico prático escolhidos foram respectivamente: 4,7 mAs, 74 kV e 63 kV.

3.3.5.2 Obtenção das imagens radiográficas

Esta etapa foi executada em duas fases. Na primeira fase, foram obtidas cinco imagens no equipamento A. Este conjunto de imagens foi denominado Grupo I. Durante as

exposições, as bordas dos filmes foram protegidas com uma espessura de 30 cm de acrílico e as curvas de tensão e corrente foram monitoradas.

Antes do processamento das imagens, com auxílio do sensitômetro a borda de cada filme foi sensibilizada a fim de monitorar a qualidade do processamento.

Na segunda fase, partiu-se para a obtenção das radiografias utilizando o equipamento B, com o mesmo procedimento de monitoração de corrente, tensão e processamento do filme.

Foram obtidas dez imagens no equipamento de raios X B, cinco com o mesmo valor de potencial de pico máximo (denominada Grupo II) e cinco com o mesmo valor de potencial de pico prático (denominada Grupo III) das imagens obtidas no equipamento de raios X A. Como será demonstrado no capítulo posterior, a diferença entre o kVpmax e kVpmed observada se encontra dentro da faixa de incerteza. Logo não houve necessidade de fazer dois grupos de imagens distintos para essas grandezas.

Na **Figura 3.5** é esquematizado o procedimento de coleta das imagens radiográficas nos equipamentos de raios X A e B.

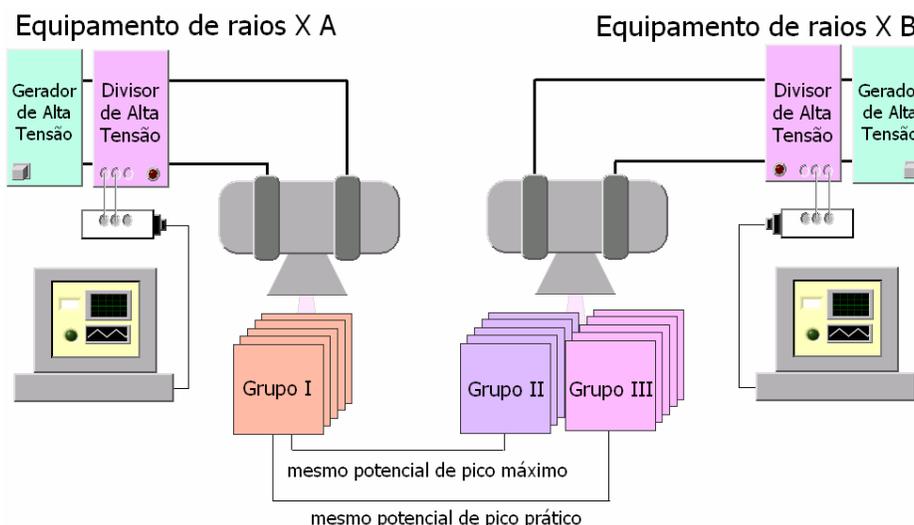


Figura 3.5: Ilustração da coleta de imagens radiográficas do simulador físico nos equipamentos de raios X A e B com o mesmo valor de potencial de pico máximo e potencial de pico prático.

3.3.5.3 Avaliação da influência do processamento do filme no contraste da imagem

Antes do processamento das imagens do simulador físico foi realizada a sensitometria na borda de cada filme, possibilitando a obtenção de curvas de sensitometria. A partir

destas curvas foi obtida a reta de contraste. Para isto, ajustou-se uma reta entre os pontos de (base fog+0,25) e (base fog+2), a base fog é dada pela densidade ótica do primeiro degrau da curva de sensitometria. A comparação dos coeficientes das retas de contraste das curvas de sensitometria das imagens permite mostrar a constância ou não do processamento do filme.

3.3.5.4 Determinação do fator de contraste da imagem do simulador físico

As curvas de contraste da imagem do simulador físico para as duas escalas de avaliação do contraste para tecidos equivalentes ao osso e ao ar, foram feitas determinando-se o valor numérico da inclinação da reta *Densidade Ótica x Degrau da Escala de Contraste*. Após a exposição e a revelação do filme, foram medidas as densidades óticas nas 05 áreas correspondentes da escala de tons de cinza. Cada uma destas áreas recebeu o nome de *degrau*.

As densidades óticas foram registradas em um gráfico, em função do valor de degrau. Em seguida, foi ajustado uma reta, obtendo-se assim a "**Reta de Contraste da Imagem**".

A inclinação da reta Densidade Ótica x Degrau (B), que caracteriza o fator de contraste [30] da imagem para um tipo específico de tecido, foi feita de acordo com:

$$B = \frac{[D.O. do Degrau 5] - [D.O. do Degrau 1]}{[Degrau 5] - [Degrau 1]} \quad (17)$$

3.3.5.5 Determinação da incerteza do fator de contraste da imagem

A incerteza do fator de contraste (B) foi obtida através do ajuste de duas retas. Uma reta com a menor e uma com a maior inclinação possível, conforme ilustrado na **Figura 3.6**.

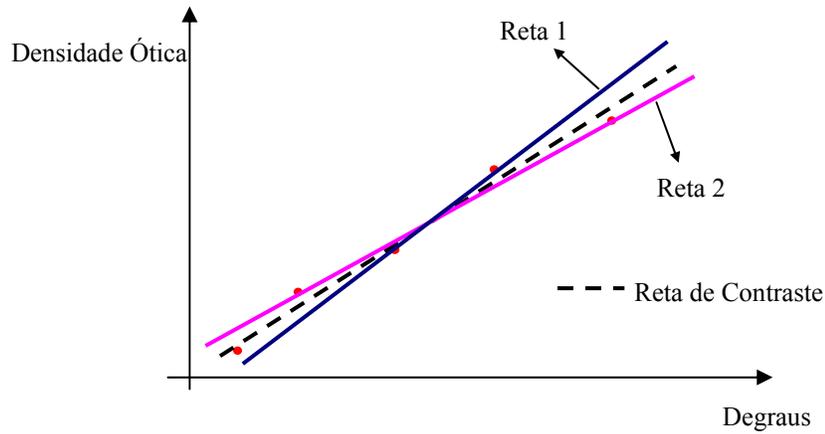


Figura 3.6.: Ajuste das retas consideradas no cálculo da incerteza no fator de contraste.

Considerando a_1 o coeficiente da Reta 1 (reta com maior inclinação) e a_2 o coeficiente da Reta 2 (reta com menor inclinação), a incerteza do fator de contraste é calculado através da equação:

$$\sigma_B = \frac{(a_1 - a_2)}{2} \quad (18)$$

3.3.5.6 Determinação da densidade ótica média da imagem

Com o auxílio do densitômetro foram realizadas leituras de densidades óticas em seis regiões distintas da imagem, conforme mostrado na **Figura 3.7**. A densidade ótica média foi obtida através da média aritmética dessas seis leituras.

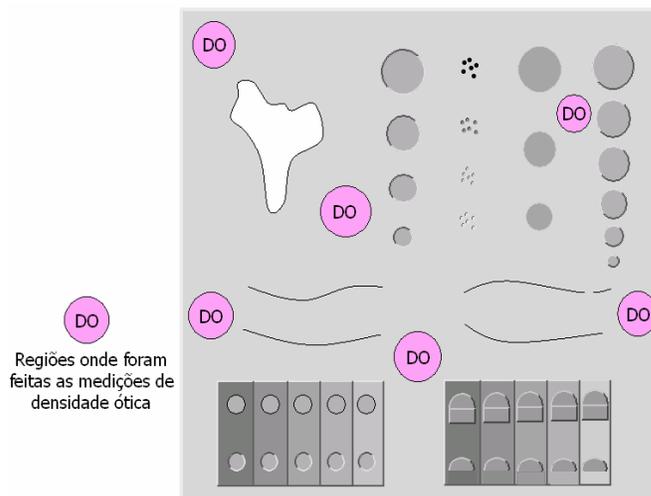


Figura 3.7: Regiões da imagem onde foram realizadas leituras de densidade ótica.

3.3.5.7 Avaliação dos detalhes das imagens do simulador físico

O critério para avaliação das imagens possui quatro níveis de classificação: ótimo, razoável, ruim e não visível, para os quais se atribuíram pontuações de: +2, +1, -1 e -2, respectivamente [30]. A avaliação dos detalhes das imagens foi realizada por um único observador.

Cada objeto de teste recebeu uma pontuação, e para descobrir a pontuação de um conjunto a soma destas pontuações foi normalizada pelo número de objetos de teste do conjunto. Por exemplo, o conjunto de calcificações (Ver 3.2.4) é composto por quatro objetos de teste que receberam as pontuações: +2, +1, +1,-2, a soma de sua pontuação é igual a 2, normalizando para descobrir a nota do conjunto temos que a pontuação final é $2/4=0,5$.

3.3.5.8 Testes estatísticos

Para comparar as imagens obtidas com mesmo valor de potencial de pico máximo e com mesmo potencial de pico prático em equipamentos com retificações distintas, foi necessário utilizar um teste de hipótese. O teste escolhido foi a análise de variância conhecida como ANOVA [31]. Este teste avalia se as imagens obtidas do Grupo I, Grupo II e Grupo III são iguais. Para descobrir qual das variáveis possibilitou obter imagens mais semelhantes foi utilizado o teste de Tukey HSD. Este teste avalia entre quais os grupos de imagens a diferença é menor. Os testes estatísticos foram realizados utilizando o programa estatístico R.

3.3.6 Determinação do fator de contraste do sujeito do poliestireno e do alumínio

A câmara de ionização foi posicionada no centro do feixe primário, a 50 cm do foco do tubo de raios X e a 30 cm da mesa. Foi fixado um produto corrente-tempo igual a 13 mAs com corrente em foco fino no equipamento A. No equipamento B fixou-se um produto corrente-tempo de 10 mAs com corrente igual a 100 mA. Estes valores de produto

corrente-tempo ajustados nos dois equipamentos de raios X apresentam, aproximadamente, o mesmo valor de kerma no ar a 1 metro do foco com 70 kV nominal.

O arranjo experimental formado pelo divisor de tensão, a placa de conversão A/D e o programa de aquisição de dados também foi montado nos dois equipamentos de raios X com a finalidade de monitorar as curvas de tensão durante a exposição.

Foram obtidos valores de contraste de espessuras de poliestireno iguais a 1 cm, 2 cm, 3 cm, 4 cm e 5 cm, e de espessuras de 1 cm, 2 cm e 3 cm de alumínio, simulando, respectivamente, tecido adiposo e tecido ósseo [28]. Os valores de contraste das espessuras de poliestireno foram adquiridos para quatro diferentes técnicas radiográficas, denominadas TA, TB, TC e TD. Para o alumínio os valores de contraste foram adquiridos com três técnicas, TE, TF e TG. Os valores de contraste foram obtidos no equipamento de raios X A (Grupo TRI) e no equipamento B com os mesmos valores de potencial de pico máximo (Grupo TR II) e potencial de pico prático (Grupo TR III) dos contrastes obtidos no equipamento A.

Os valores de contraste foram adquiridos através de medições de kerma no ar para duas configurações: sem a adição de material (ar entre o tubo de raios X e o ponto de medição) e após a adição de espessuras variadas de poliestireno ou alumínio, a 31 cm do foco. O contraste foi determinado pela razão entre as leituras de kerma no ar sem a adição de material e com a adição de material de contraste (poliestireno ou alumínio) [2]. Cada valor de contraste foi calculado através da média aritmética de três medições.

O logaritmo dos valores de contraste foram registrados em um gráfico, em função da espessura do material de contraste (poliestireno ou alumínio), obtendo-se assim a *Reta de Contraste do Sujeito*. O coeficiente desta reta é denominado fator de contraste do sujeito.

Na **Figura 3.8** é apresentado o arranjo experimental utilizado para obter as curvas de contraste do poliestireno e do alumínio.

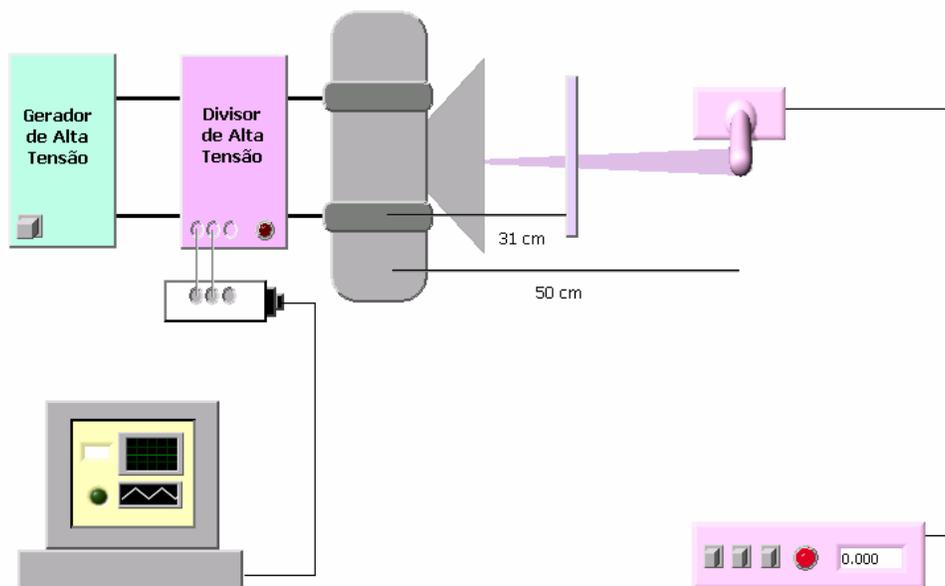


Figura 3.8: Arranjo experimental utilizado para irradiação das diversas espessuras de tecido adiposo e de tecido ósseo.

3.3.6.1 Determinação da incerteza do contraste do sujeito

Os valores de contraste do sujeito do poliestireno e do alumínio foram calculados pela razão entre o kerma no ar medido em um ponto para as seguintes configurações: sem material (K_0) e após a adição de um material de contraste (K) (placas de alumínio ou poliestireno). Logo, a incerteza do contraste (σ_y) pode se estimada pela equação abaixo:

$$\sigma_y^2 = \left(\frac{1}{K}\right)^2 \sigma K_0^2 + \left(\frac{K_0}{K^2}\right)^2 \sigma K^2 \quad (19)$$

onde: σK_0 é a incerteza do kerma no ar sem o material de contraste e σK é a incerteza do kerma no ar medido após o material de contraste.

As incertezas dos valores de kerma no ar foram calculadas considerando os parâmetros mostrados na **Tabela 3.3**.

Tabela 3.3: Parâmetros considerados no cálculo da incerteza do kerma no ar.

Tipo de Incerteza	Incerteza
A	Desvio padrão da média de 3 medidas experimentais
B	Incerteza do conjunto dosimétrico – 3 %(95%)

3.3.6.2 Determinação da incerteza do fator de contraste do sujeito

Considerando que a incerteza σ_{y_i} associada a cada medida de contraste do sujeito (y_i) é conhecida, pode-se estimar a incerteza do fator de contraste do sujeito (FCS) através da equação [33]:

$$\sigma_{FCS}^2 = \frac{S}{\Delta} \quad (20)$$

onde x_i são as diversas espessuras das placas, e S e Δ são calculados pelas equações:

$$S = \sum_{i=1}^N \frac{1}{\sigma_{y_i}^2} \quad (21)$$

$$\Delta = S \left(\sum_{i=1}^N \frac{x_i^2}{\sigma_{y_i}^2} \right) - \left(\sum_{i=1}^N \frac{x_i}{\sigma_{y_i}^2} \right)^2 \quad (22)$$

No capítulo seguinte são apresentados os resultados obtidos com a aplicação desta metodologia.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Protocolo

O protocolo de determinação do potencial de pico máximo, potencial de pico médio, potencial de pico prático, *ripple* e tempo de exposição foi elaborado baseado nos trabalhos de: norma IEC61676 [6], Ranallo [18] e Report N^o 14 da AAPM [29]. A partir deste protocolo foi construído um programa de tratamento de dados, cujo fluxograma está apresentado na **Figura 4.1**.

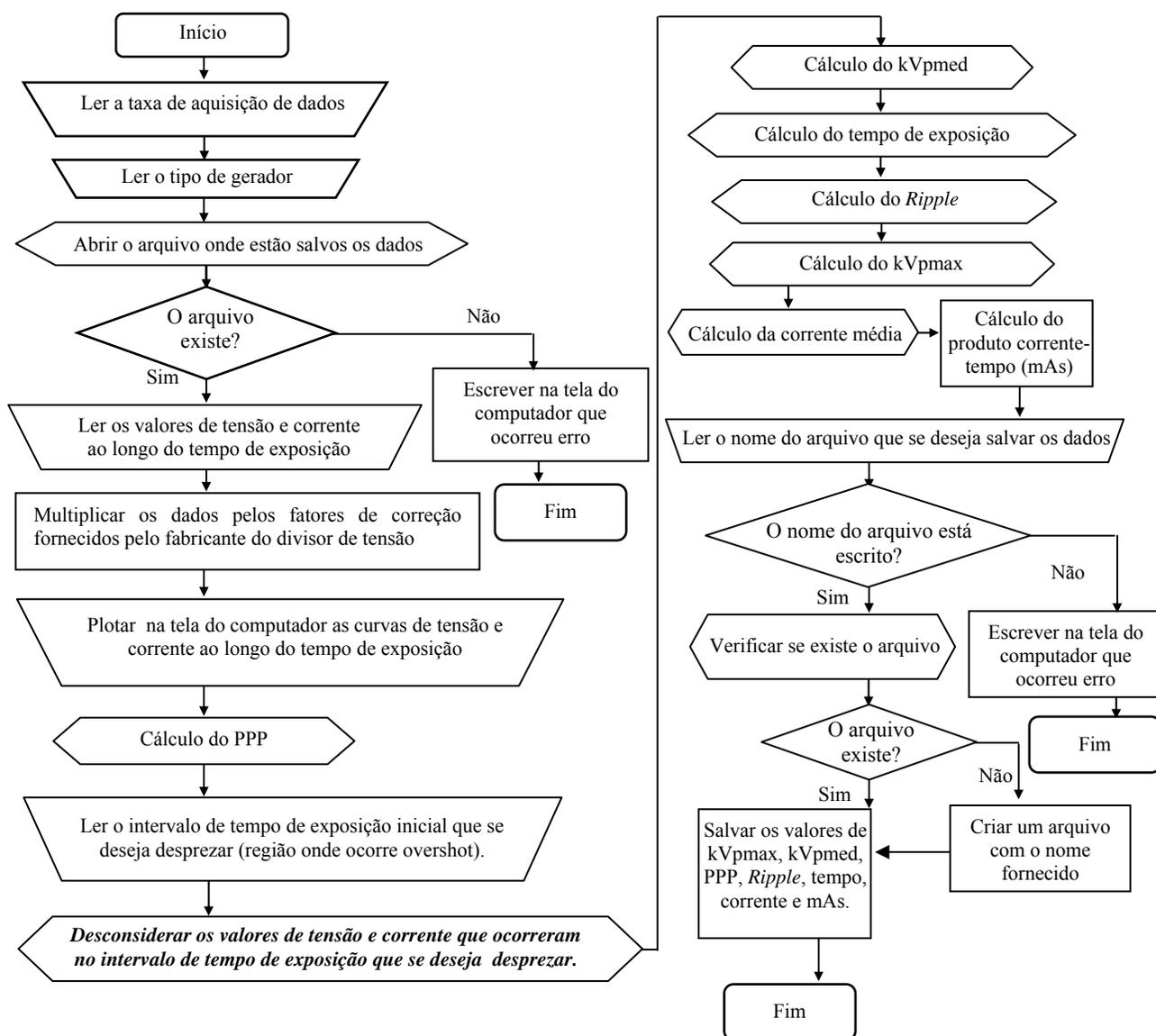


Figura 4.1: Fluxograma do funcionamento do programa de tratamento de dados construído a partir do protocolo desenvolvido.

Na **Figura 4.2** é mostrada a tela de interface entre o usuário e o código de programação do programa de tratamento de dados construído.

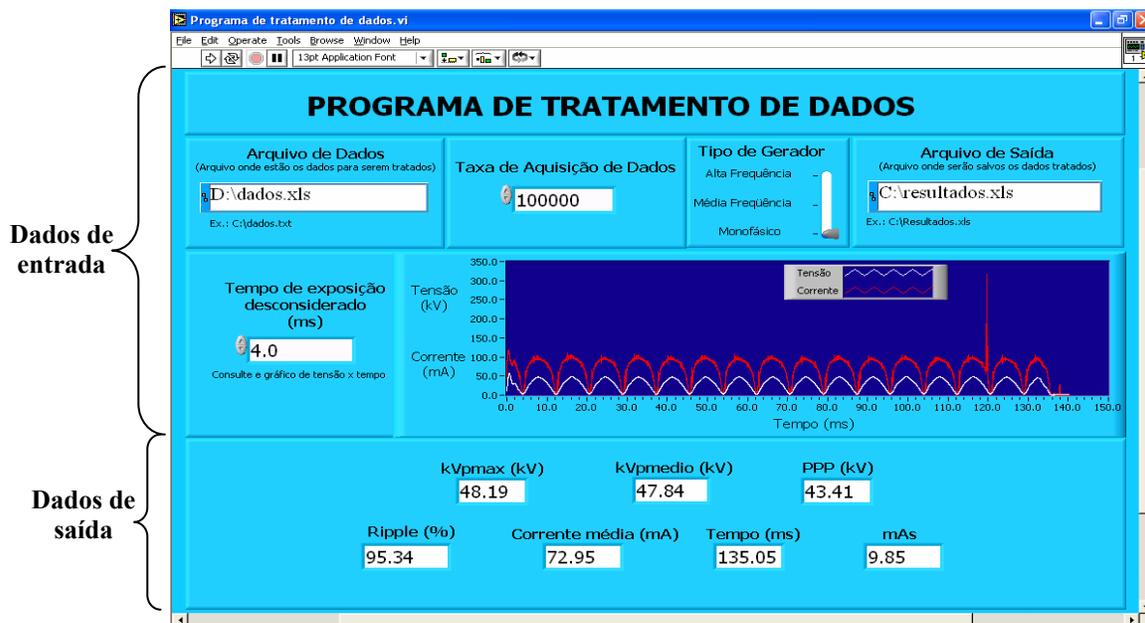


Figura 4.2: Programa de tratamento de dados construído a partir do protocolo elaborado.

As fontes de incertezas consideradas nas medidas de kVp são apresentadas na **Tabela 4.1**.

Tabela 4.1: Incertezas associadas à medição de kVp.

Fonte de incerteza	Tipo	Distribuição de probabilidades	Divisor	Incerteza padrão (%)
Desvio Padrão da média de 3 medidas	A	Normal	1	-----
Incerteza do divisor de alta tensão	B	Normal	1	0,3
Incerteza da placa de conversão A/D	B	Normal	1	0,2
(#) Incerteza da reposta de frequência do divisor de tensão	B	Normal	1	2%*Ripple

(#) Esta incerteza só foi considerada para o equipamento de raios X com retificação de média frequência. Considerou-se um caso extremo onde a variação do sinal seria igual a variação percentual do *ripple* medido relativo a cada tensão e uma incerteza de 2% devido a resposta de frequência do divisor de alta tensão, obtida através da referência [32]. O equipamento monofásico apresenta frequência de 60 Hz, e para estes valores o divisor de tensão não apresenta problemas na resposta de frequência.

4.2 Avaliação do programa de tratamento de dados

Nas **Tabelas 4.2, 4.3 e 4.4** são apresentados os valores de potencial de pico máximo, potencial de pico médio, potencial de pico prático e *ripple* calculados através de uma planilha Excel e do programa de tratamento de dados para diversas curvas simuladas de tensão com retificação monofásica, retificação de média frequência e retificação de alta frequência.

Tabela 4.2: Curvas de tensão simuladas com retificação monofásica.

Planilha de tratamento de dados Excel				Programa de Tratamento de Dados			
KVpmax (kV)	KVpmed (kV)	PPP (kV)	Ripple (%)	KVpmax (kV)	KVpmed (kV)	PPP (kV)	Ripple (%)
20,00	20,00	20,00	100	20,00	20,00	20,00	100
30,00	30,00	28,39	100	30,00	30,00	28,39	100
40,00	40,00	37,11	100	40,00	40,00	37,11	100
50,00	50,00	45,00	100	50,00	50,00	45,00	100
60,00	60,00	52,70	100	60,00	60,00	52,70	100
80,00	80,00	68,13	100	80,00	80,00	68,13	100
90,00	90,00	75,83	100	90,00	90,00	75,83	100
100,00	100,00	83,51	100	100,00	100,00	83,51	100
120,00	120,00	98,81	100	120,00	120,00	98,81	100
140,00	140,00	114,09	100	140,00	140,00	114,09	100

Tabela 4.3: Curvas de tensão simuladas com retificação de média frequência.

Planilha de tratamento de dados Excel				Programa de Tratamento de Dados			
KVpmax (kV)	KVpmed (kV)	PPP (kV)	Ripple (%)	KVpmax (kV)	KVpmed (kV)	PPP (kV)	Ripple (%)
20,00	20,00	20,00	16,03	20,00	20,00	20,00	16,03
30,00	30,00	28,42	16,03	30,00	30,00	28,42	16,03
40,00	40,00	37,55	16,03	40,00	40,00	37,55	16,03
50,00	50,00	46,65	16,03	50,00	50,00	46,65	16,03
60,00	60,00	55,84	16,03	60,00	60,00	55,84	16,03
70,00	70,00	65,06	16,03	70,00	70,00	65,06	16,03
80,00	80,00	74,27	16,03	80,00	80,00	74,27	16,03
90,00	90,00	83,48	16,03	90,00	90,00	83,48	16,03
100,00	100,00	92,69	16,03	100,00	100,00	92,69	16,03
110,00	110,00	101,90	16,03	110,00	110,00	101,90	16,03

Tabela 4.4: Curvas de tensão simuladas com retificação de alta frequência.

Planilha de tratamento de dados Excel				Programa de Tratamento de Dados			
KVpmax (Kv)	KVpmed (kV)	PPP (kV)	Ripple (%)	KVpmax (kV)	KVpmed (kV)	PPP (kV)	Ripple (%)
20,00	20,00	20,00	5,26	20,00	20,00	20,00	5,26
30,00	30,00	29,37	5,26	30,00	30,00	29,37	5,26
40,00	40,00	39,09	5,26	40,00	40,00	39,09	5,26
50,00	50,00	48,82	5,26	50,00	50,00	48,82	5,26
60,00	60,00	58,57	5,26	60,00	60,00	58,57	5,26
70,00	70,00	68,31	5,26	70,00	70,00	68,31	5,26
80,00	80,00	78,05	5,26	80,00	80,00	78,05	5,26
90,00	90,00	87,79	5,26	90,00	90,00	87,79	5,26
100,00	100,00	97,53	5,26	100,00	100,00	97,53	5,26
110,00	110,00	107,26	5,26	110,00	110,00	107,26	5,26

Na **Tabela 4.5** e **4.6** são mostrados os valores de tempo de exposição e corrente média, calculados através do Excel e do programa de tratamento de dados para as diversas curvas simuladas de tensão com 80 kV e curvas de corrente com 60 mA.

Tabela 4.5: Comparação entre os valores de tempo de exposição e corrente média calculados através do Excel e do programa de tratamento de dados desenvolvido.

Retificação Monofásica				Retificação de Média Frequência				Retificação de Alta Frequência			
Excel		Programa de Tratamento de dados		Excel		Programa de Tratamento de dados		Excel		Programa de Tratamento de dados	
Tempo (ms)	Corrente (mA)	Tempo (ms)	Corrente (mA)	Tempo (ms)	Corrente (mA)	Tempo (ms)	Corrente (mA)	Tempo (ms)	Corrente (mA)	Tempo (ms)	Corrente (mA)
148,56	60,29	148,56	60,29	92,53	92,53	92,53	92,53	108,1	97,53	108,1	97,53
131,90	60,35	131,90	60,35	89,97	92,53	89,97	92,53	94,46	97,52	94,46	97,52
115,24	60,42	115,24	60,42	83,57	92,53	83,57	92,53	75,58	97,52	75,58	97,52
98,58	60,52	98,58	60,52	77,83	92,52	77,83	92,52	54,22	97,51	54,22	97,51
81,92	60,66	81,92	60,66	70,79	92,51	70,79	92,51	42,46	97,49	42,46	97,49
65,26	60,87	65,26	60,87	60,53	92,50	60,53	92,50	31,02	97,47	31,02	97,47
48,60	61,22	48,60	61,22	53,49	92,49	53,49	92,49	25,34	97,45	25,34	97,45
31,94	61,95	31,94	61,95	28,53	92,41	28,53	92,41	20,29	97,43	20,29	97,43
15,28	64,25	15,28	64,25	26,61	92,40	26,61	92,40	10,29	97,31	10,29	97,31

Através das **Tabelas 4.2, 4.3, 4.4 e 4.5** pode-se observar que os valores de potencial de pico máximo, potencial de pico médio, potencial de pico prático, ripple, tempo de exposição e corrente média calculados através do Excel e do programa de tratamento de dados para curvas de tensão com retificação monofásica, retificação de média frequência e retificação de alta frequência não apresentam diferenças. O que confirma o funcionamento correto do programa de tratamento de dados para o cálculo dessas grandezas.

4.3 Aplicação do protocolo

4.3.1 Equipamento de raios X com retificação monofásica

Nas **Tabelas 4.6 e 4.7** são apresentados os valores obtidos de potencial de pico máximo (kVpmax), potencial de pico médio (kVpmed) e potencial de pico prático (PPP) para diferentes tensões nominais no equipamento A com corrente em foco fino e em foco grosso, respectivamente.

Tabela 4.6: Potencial de pico máximo, potencial de pico médio e potencial de pico prático para o equipamento A utilizando corrente em foco fino.

Tensão Nominal (kV)	KVpmax (kV)	KVpmed (kV)	PPP (kV)
45	48,29 ± 0,22	47,97 ± 0,23	43,44 ± 0,17
55	59,21 ± 0,23	58,98 ± 0,21	52,02 ± 0,23
65	69,86 ± 0,58	69,36 ± 0,29	59,64 ± 0,32
75	79,13 ± 0,39	78,92 ± 0,42	67,30 ± 0,39
85	88,31 ± 0,42	88,03 ± 0,51	74,47 ± 0,59
89	92,29 ± 0,53	91,96 ± 0,49	77,36 ± 0,54

Tabela 4.7: Potencial de pico máximo, potencial de pico médio e potencial de pico prático para o equipamento de raios X A utilizando corrente em foco grosso.

Tensão Nominal (kV)	KVpmax (kV)	KVpmed (kV)	PPP (kV)
45	45,33 ± 0,46	45,05 ± 0,24	41,16 ± 0,20
55	55,73 ± 0,28	55,59 ± 0,27	49,40 ± 0,20
65	65,98 ± 0,75	65,53 ± 0,34	56,85 ± 0,47
75	74,71 ± 0,41	74,48 ± 0,42	63,95 ± 0,41
85	84,28 ± 0,52	83,85 ± 0,69	71,12 ± 0,71
89	87,73 ± 0,58	87,22 ± 0,34	73,97 ± 0,28

Na **Figura 4.3** os dados das **Tabelas 4.6 e 4.7** estão apresentados na forma de gráficos.

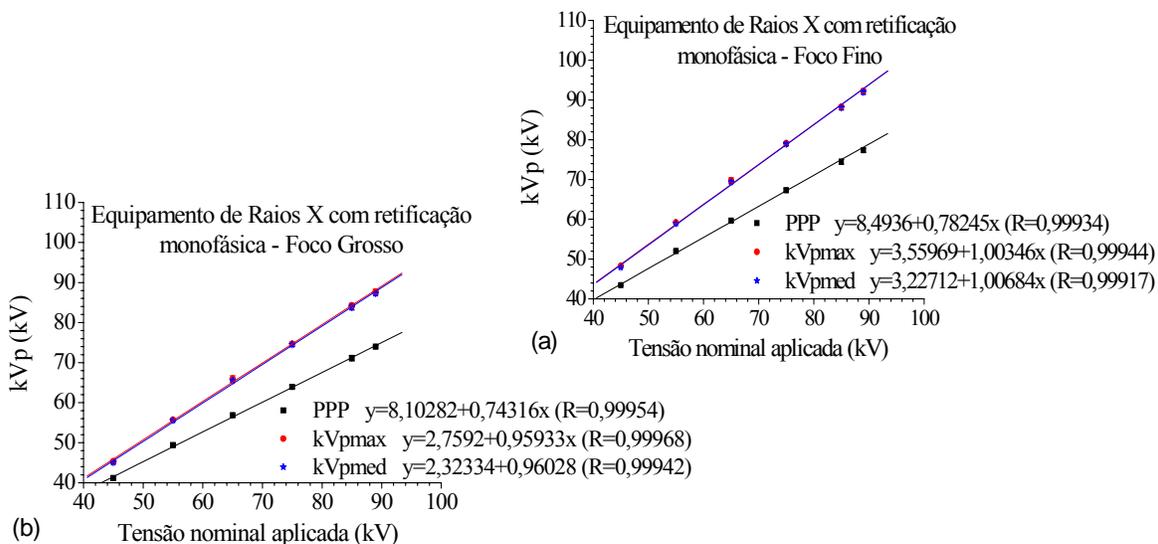


Figura 4.3: Comportamento do potencial de pico máximo, potencial de pico médio e potencial de pico prático em função da tensão, para o equipamento de raios X A nas seguintes situações: a) com corrente em Foco Fino, e b) com corrente em Foco Grosso.

Os coeficientes de correlação (R) das curvas de potencial de pico máximo, potencial de pico médio e potencial de pico prático são superiores a 0,999, o que mostra a existência de uma relação linear entre essas grandezas e a tensão nominal. Os coeficientes de regressão (coeficiente da reta) dessas curvas são aproximadamente 5% menores quando obtidas utilizando corrente em foco grosso.

Observa-se também que o potencial de pico máximo e o potencial de pico médio apresentam valores muito próximos, a diferença máxima foi de 0,5 kV independente do foco, confirmando que os picos de tensão deste equipamento se mantêm constante durante a exposição.

O potencial de pico prático apresentou valores de tensão diferentes dos obtidos com as demais grandezas. Em relação ao potencial de pico máximo observou-se que esta diferença chegou a 15 kV. Na **Figura 4.4** é mostrada a diferença entre os valores de potencial de pico máximo e potencial de pico prático em função do potencial de pico máximo para o equipamento A utilizando corrente em foco fino e em foco grosso.

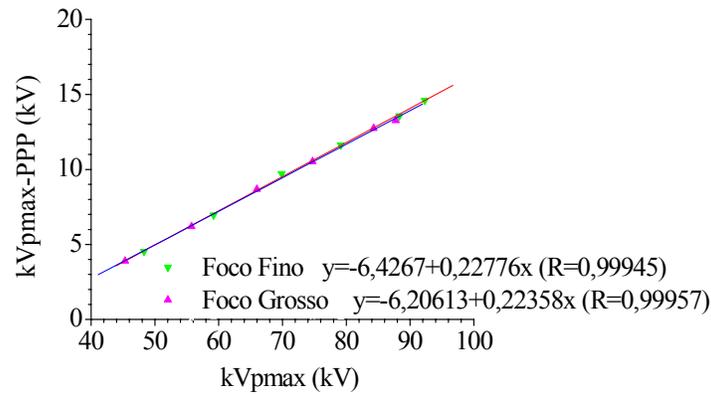


Figura 4.4: Diferença de tensão entre grandezas potencial de pico máximo e potencial de pico prático em função do potencial de pico máximo para o equipamento A com foco fino e com foco grosso.

Há diferença entre os valores de potencial de pico máximo e potencial de pico prático, e esta cresce linearmente com o aumento da tensão. Esse comportamento era esperado da própria definição do potencial de pico prático, que é calculado através de uma média ponderada, que considera todos os valores de tensão iguais e superiores a 20 kV.

Observa-se ainda que a diferença entre os valores de potencial de pico máximo e potencial de pico prático é semelhante utilizando corrente em foco fino e em foco grosso apesar dos valores de *ripple* serem diferentes, como mostrado na **Figura 4.5**. Para descobrir a causa deste resultado, na **Figura 4.6** são mostradas curvas de tensão obtidas com corrente em foco fino e foco grosso com valores aproximados de potencial de pico máximo.

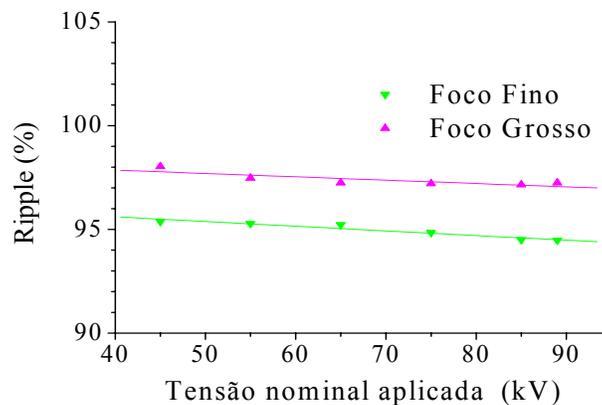


Figura 4.5: Variação do *ripple percentual* com a tensão nominal aplicada utilizando foco fino e foco grosso para o equipamento A.

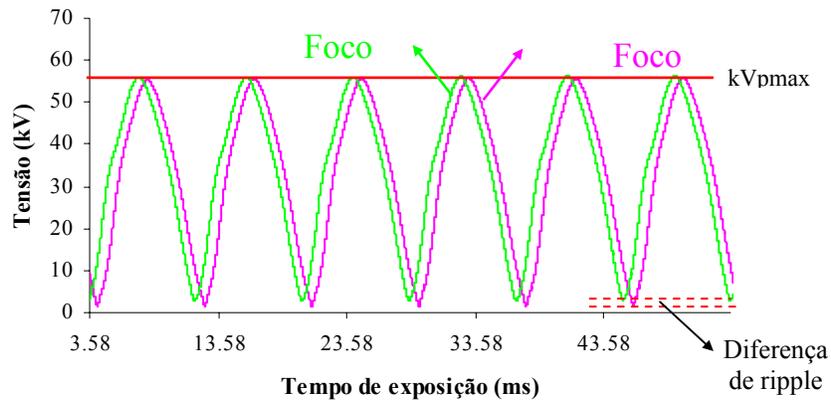


Figura 4.6: Curvas de tensão obtidas com valores aproximados de potencial de pico máximo utilizando corrente em foco fino e em foco grosso no equipamento A.

A diferença de *ripple* entre as curvas de tensão obtidas com corrente em foco fino e em foco grosso não influenciou na diferença entre os valores de potencial de pico máximo e potencial de pico prático porque o potencial de pico prático é calculado com valores de tensão superiores ou iguais a 20 kV.

4.3.2 Equipamento de raios X com retificação de média frequência

Nas **Tabelas 4.8, 4.9 e 4.10** são apresentados os valores obtidos de potencial de pico máximo, potencial de pico médio e potencial de pico prático para diferentes valores de tensão nominal no equipamento B, com correntes iguais a 100, 200 e 320 mA, respectivamente.

Tabela 4.8: Potencial de pico máximo, potencial de pico médio e potencial de pico prático para o equipamento B com corrente de 100 mA.

Tensão Nominal (kV)	KVpmax (kV)	KVpmed (kV)	PPP (kV)
40	41,54 ± 0,42	41,38 ± 0,42	38,34 ± 0,41
50	51,30 ± 0,36	51,13 ± 0,36	47,87 ± 0,36
55	55,83 ± 0,34	55,67 ± 0,34	52,37 ± 0,34
60	61,10 ± 0,33	60,94 ± 0,33	57,62 ± 0,33
70	70,88 ± 0,33	70,72 ± 0,33	67,35 ± 0,32
81	80,71 ± 0,35	80,52 ± 0,35	77,07 ± 0,34
90	89,11 ± 0,37	88,85 ± 0,36	85,36 ± 0,35
102	101,09 ± 0,39	100,78 ± 0,39	97,20 ± 0,38
109	107,76 ± 0,41	107,49 ± 0,41	103,86 ± 0,40
117	115,17 ± 0,43	114,90 ± 0,43	111,23 ± 0,42
125	122,75 ± 0,46	122,43 ± 0,46	118,58 ± 0,44

Tabela 4.9: Potencial de pico máximo, potencial de pico médio e potencial de pico prático para o equipamento B com corrente de 200 mA.

Tensão Nominal (kV)	KVpmax (kV)	KVpmed (kV)	PPP (kV)
40	40,79 ± 0,35	40,58 ± 0,35	38,20 ± 0,34
50	51,48 ± 0,90	51,17 ± 0,80	47,98 ± 0,38
55	55,48 ± 0,89	55,25 ± 0,81	52,47 ± 0,32
60	60,34 ± 0,29	60,14 ± 0,29	57,73 ± 0,28
70	70,44 ± 0,84	70,27 ± 0,77	67,55 ± 0,31
81	80,99 ± 0,35	80,74 ± 0,35	77,38 ± 0,34
90	88,88 ± 0,67	88,63 ± 0,63	85,64 ± 0,34
102	101,16 ± 0,39	100,90 ± 0,39	97,61 ± 0,38
109	107,88 ± 0,41	107,60 ± 0,41	104,35 ± 0,40
117	115,33 ± 0,43	115,01 ± 0,43	111,80 ± 0,42
125	122,38 ± 0,46	122,14 ± 0,45	119,24 ± 0,44

Tabela 4.10: Potencial de pico máximo, potencial de pico médio e potencial de pico prático para o equipamento B com corrente de 320 mA.

Tensão Nominal (kV)	KVpmax (kV)	KVpmed (kV)	PPP (kV)
40	39,65 ± 0,25	39,45 ± 0,25	37,95 ± 0,24
46	45,91 ± 0,31	45,54 ± 0,25	43,98 ± 0,24
50	50,07 ± 0,26	49,36 ± 0,26	47,76 ± 0,25
55	54,12 ± 0,25	53,90 ± 0,24	52,34 ± 0,24
60	59,72 ± 0,31	59,29 ± 0,26	57,63 ± 0,25
73	71,68 ± 0,33	71,40 ± 0,28	69,72 ± 0,28
81	79,61 ± 0,31	79,02 ± 0,31	77,27 ± 0,30

Na **Figura 4.7** os dados das **Tabelas 4.8, 4.9 e 4.10** estão apresentados na forma de gráficos.

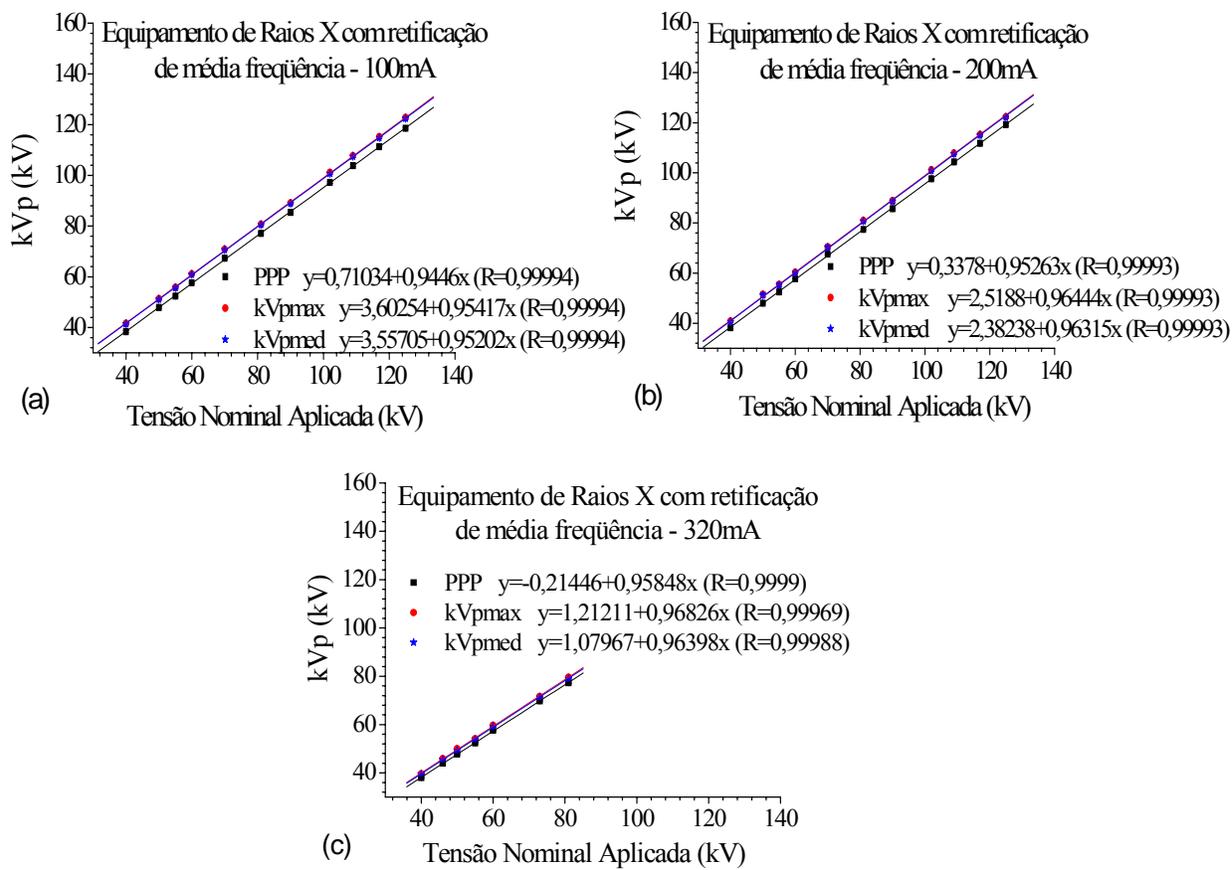


Figura 4.7: Comportamento do potencial de pico máximo, potencial de pico médio e potencial de pico prático em função da tensão nominal, para o equipamento B nas seguintes situações: a) com corrente de 100 mA, b) com corrente de 200 mA, e c) com corrente de 320 mA.

Os coeficientes de correlação (R) das curvas de potencial de pico máximo, potencial de pico médio e potencial de pico prático são superiores a 0,999 para todos valores de corrente avaliados, o que mostra haver uma relação linear entre essas grandezas e a tensão nominal. Os coeficientes de regressão (coeficiente da reta) dessas curvas possuem uma variação máxima de 1,5% com a mudança de corrente, valor menor que o encontrado de 5% para o equipamento A.

Verifica-se também que o potencial de pico máximo e o potencial de pico médio apresentam valores aproximadamente iguais. A diferença máxima encontrada entre essas grandezas foi de 0,32 kV para 100 mA e 200 mA e 0,59 kV para 320 mA, o que se encontra dentro dos níveis de incerteza. Isto indica que os picos de tensão deste equipamento se mantêm constante ao longo da exposição.

O potencial de pico prático apresentou valores de tensão diferentes dos obtidos com as demais grandezas. Em relação ao potencial de pico máximo observou-se que esta diferença foi de 4,17 kV com 100 mA, 3,61 kV com 200 mA e 2,33 kV com 320 mA.

Na **Figura 4.8** é apresentada a diferença de tensão entre os valores de potencial de pico máximo e potencial de pico prático em função do potencial de pico máximo para o equipamento B utilizando valores de corrente de 100, 200 e 320 mA.

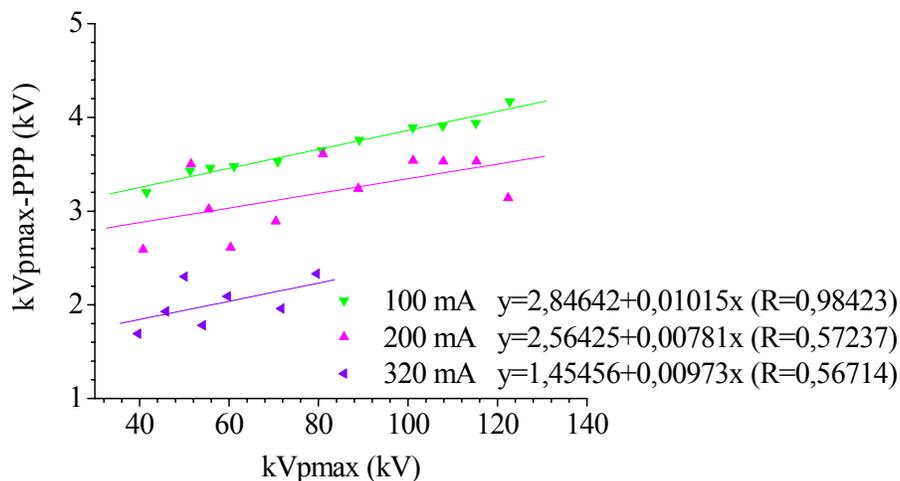


Figura 4.8: Diferença de tensão entre as grandezas potencial de pico máximo e potencial de pico prático em função do potencial de pico máximo para o equipamento B, utilizando correntes de 100, 200 e 320 mA.

Através da **Figura 4.8** verifica-se que a diferença entre o potencial de pico máximo e o potencial de pico prático apresentou comportamento linear para corrente igual a 100 mA ($R=0,98423$). Porém esta boa linearidade não é observada para as outras correntes de 200 e 320 mA. Este foi o motivo pelo qual optou-se em realizar os ensaios posteriores mantendo a corrente fixa em 100 mA.

Observa-se também que embora haja diferença entre os valores de potencial de pico máximo e o potencial de pico prático, esta não é tão grande como a observada para o equipamento A. Isto se deve aos valores mais baixos de *ripple* do equipamento B. O valor máximo de *ripple* percentual para o equipamento B foi de 20% para tensão nominal de 40 kV com 100 mA, como mostrado na **Figura 4.9**.

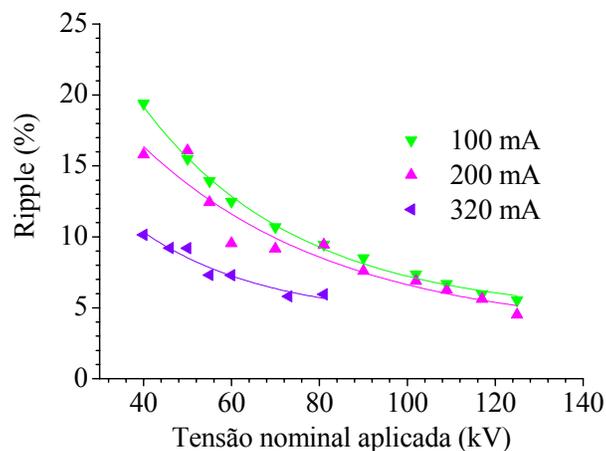


Figura 4.9: Variação do *ripple percentual* em função da tensão nominal utilizando correntes de 100 mA, 200 mA e 320 mA no equipamento B.

Outro comportamento observado na **Figura 4.8** é que a diferença entre o potencial de pico máximo e potencial de pico prático diminui com o aumento da corrente e cresce suavemente com o aumento da tensão nominal. A variação do ripple absoluto em função da tensão nominal, mostrada na **Figura 4.10** pode ajudar a compreender este resultado.

O *ripple* absoluto diminui com o aumento da corrente. Esta provavelmente é a causa da diminuição da diferença entre os valores de potencial de pico máximo e potencial de pico prático com o acréscimo de corrente.

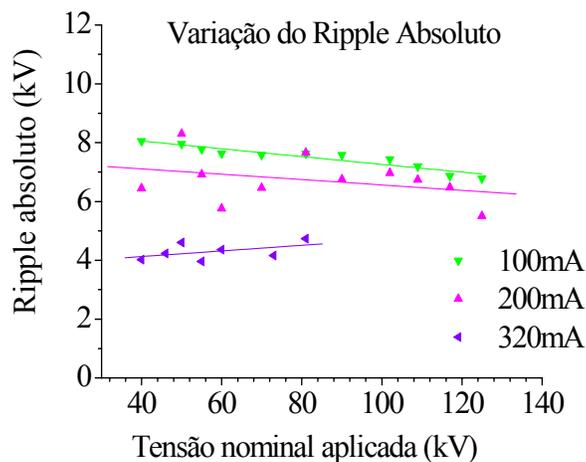


Figura 4.10: Variação do *ripple absoluto* ($kV_{max} - kV_{min}$) em função da tensão nominal utilizando correntes de 100 mA, 200 mA e 320 mA no equipamento de raios X B.

A variação do ripple absoluto em função da tensão nominal é pequena, para uma mesma corrente, a diferença máxima é de 1,27 kV com corrente de 100 mA, 0,94 kV com

200 mA e 0,72 kV com 320 mA. O que leva a crer que o *ripple* não seja o responsável pelo comportamento observado da diferença entre o potencial de pico máximo e potencial de pico prático.

O provável motivo do suave aumento da diferença entre o potencial de pico máximo e potencial de pico prático é a maior contribuição de baixas tensões no início e no final da exposição de curvas de tensão obtidas com valores de tensão mais altos, como mostrado na **Figura 4.11**.

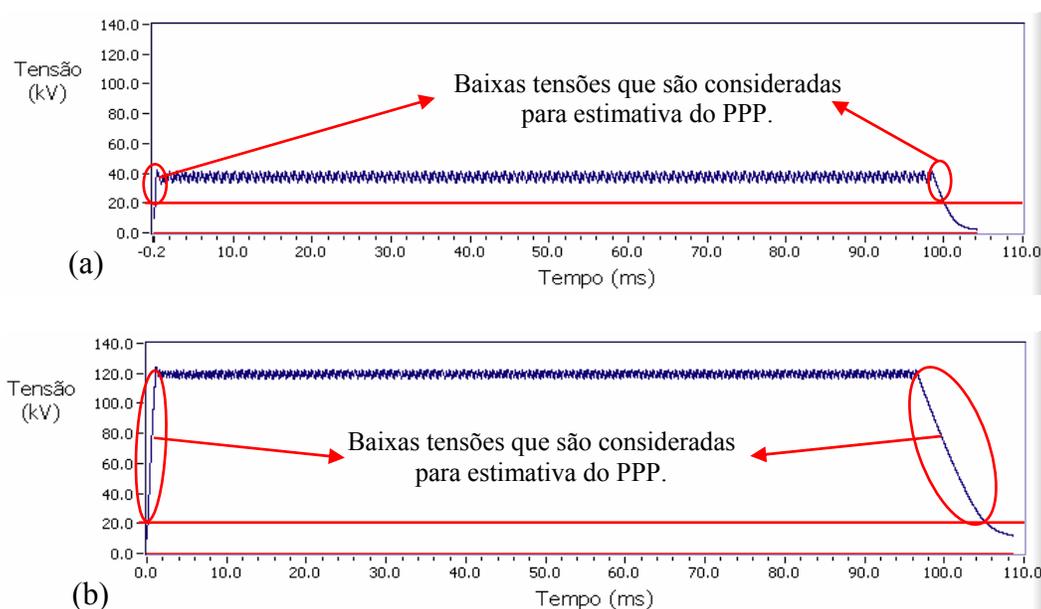


Figura 4.11: Curvas de tensão obtidas nas seguintes situações: a) tensão nominal de 40 kV e corrente de 100 mA, b) tensão nominal de 125 kV e corrente de 100 mA.

A partir dos resultados obtidos nos itens 4.2.1 e 4.2.2 pode-se observar que com a aplicação do protocolo foi possível estudar e avaliar o comportamento das curvas de tensão dos equipamentos de raios X com retificações diferentes. Verificou-se também que as grandezas potencial de pico máximo e potencial de pico médio apresentaram valores aproximadamente iguais para os equipamentos A e B. Considerando isto, este trabalho passou a calcular somente as grandezas potencial de pico máximo e potencial de pico prático.

4.4 Imagens do simulador físico

4.4.1 Técnica radiográfica

Na **Figura 4.12** são mostradas as curvas de rendimento obtidas em função da tensão nominal para os equipamentos A e B.

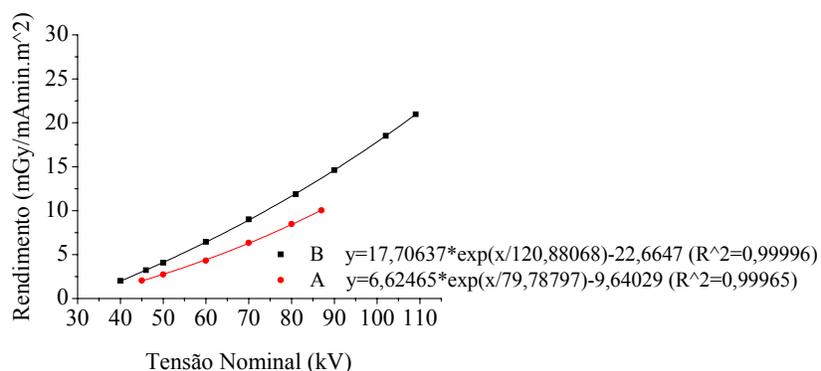


Figura 4.12: Curvas de rendimento dos equipamentos A e B.

As curvas de rendimento dos equipamentos A e B não são iguais. Para um mesmo valor de corrente, tempo de exposição e tensão, esses equipamentos apresentam valores de intensidade do feixe (em um mesmo ponto) diferentes.

Para minimizar este problema, fixou-se em cada equipamento de raios X um valor de corrente e tempo de exposição, de modo que com um mesmo valor de tensão nominal e mesma distância do foco do tubo de raios X ambos equipamentos apresentassem o mesmo valor de kerma no ar com uma tensão nominal de 70 kV. Cabe ressaltar que este valor de tensão nominal não foi o mesmo utilizado para obter as imagens do simulador físico.

Os valores de potencial de pico máximo, potencial de pico prático, *ripple* e produto corrente-tempo utilizados para obter as imagens são apresentados na **Tabela 4.11**, conforme procedimento descrito na seção **3.3.5.2**.

Tabela 4.11: Fatores monitorados durante a exposição do simulador físico.

Equipamento de Raios X	Imagens	KVpmax (kV)	PPP (kV)	Ripple (%) (Desvio Padrão)	Produto corrente tempo (mAs) (Desvio Padrão)
A	I	73,5 ± 0,3	63,1 ± 0,2	95 (0,2)	4,7 (0,1)
B	II	73,6 ± 0,3	69,2 ± 0,3	11 (0,3)	2,3 (0,0)
B	III	67,7 ± 0,3	62,6 ± 0,3	12 (0,2)	2,3 (0,0)

4.4.2 Fator de contraste das imagens radiográficas do simulador físico

Na **Figura 4.13** são apresentadas as curvas de contraste obtidas para os grupos de imagens I, II e III para as escalas de degraus de avaliação do contraste com tecido equivalente aerado e tecido equivalente ósseo.

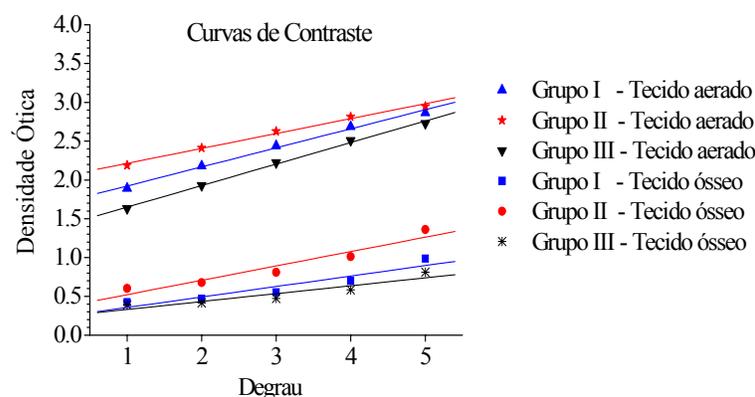


Figura 4.13: Curvas de contraste obtidas para os grupos de imagens I, II e III para as escalas de degraus de avaliação do contraste com tecido equivalente aerado e a tecido equivalente ósseo.

As curvas de contraste das imagens do grupo II apresentam valores de densidade óptica maiores que as imagens dos demais grupos, e as do grupo I apresentam valores de densidade óptica superiores as curvas de contraste das imagens do grupo III.

Na tentativa de compreender o comportamento apresentado pelas curvas de contraste, na **Figura 4.14** são mostrados os espectros de raios X obtidos nos dois equipamentos de raios X avaliados. Estes espectros possuem o mesmo valor de potencial de pico máximo e potencial de pico prático utilizados para adquirir as imagens radiográficas estudadas.

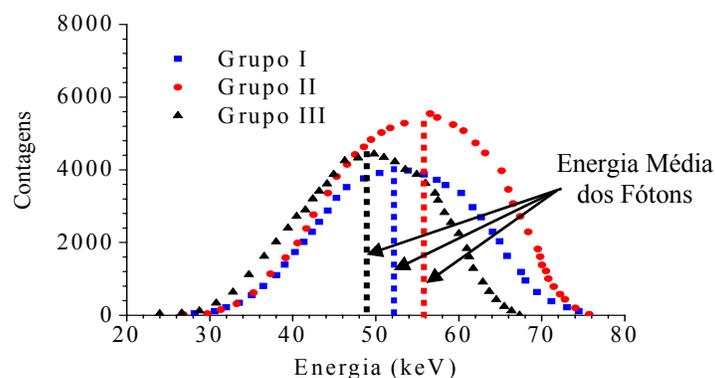


Figura 4.14: Espectro de raios X não normalizados, obtidos nos equipamentos A e B, com o mesmo potencial de pico máximo e mesmo potencial de pico prático das imagens dos grupos I, II e III.

As curvas de contraste obtidas para as imagens do grupo II apresentam valores de densidade ótica maiores que as imagens do grupo I porque apesar de ambos os grupos de imagens terem sido obtidos com intensidades aproximadamente iguais, a energia média do espectro de raios X do grupo II é maior, ou seja, mais penetrante. As curvas de contraste obtidas para as imagens do grupo II também apresentam valores de densidade ótica maiores que as imagens do grupo III devido a tensão máxima e a energia média utilizada para adquirir as imagens do grupo II ser maior.

Verifica-se na **Figura 4.13** também que as curvas de contraste para o tecido equivalente ósseo apresentam valores de densidade ótica baixos para todos os grupos de imagens. Esses valores de densidade ótica pertencem à região inferior da curva característica do filme radiográfico utilizado, como mostrado na **Figura 4.15**. Nesta região, a avaliação do fator de contraste fica comprometida porque, uma determinada variação de exposição causa pouquíssima variação de densidade ótica em relação à mesma variação de exposição na região central (linear) da curva característica do filme, o que compromete uma análise conclusiva.

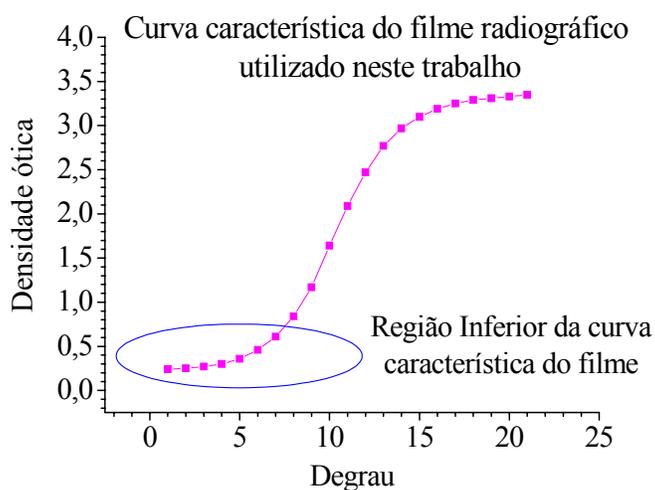


Figura 4.15: Curva característica do filme radiográfico de tórax utilizado neste trabalho.

As curvas de contraste das imagens radiográficas para o tecido equivalente aerado foram adquiridas com os valores de densidade ótica que se encontram na região central, linear, da curva característica do filme. Na **Tabela 4.12** é apresentada a diferença percentual entre os fatores de contraste obtidos com material equivalente a tecido aerado.

Tabela 4.12: Diferença percentual entre os fatores de contraste obtidos através da escala de degraus de avaliação do contraste de tecido equivalente aerado.

		Fator de Contraste obtido no Equipamento de raios X A	Fator de Contraste obtido no Equipamento de raios X B	Diferença Percentual (%)
AR	Mesmo KV _p max (I e II)	0,245 ± 0,012 (Grupo I)	0,192 ± 0,011 (Grupo II)	21,68
	Mesmo PPP (I e III)	0,245 ± 0,012 (Grupo I)	0,278 ± 0,009 (Grupo III)	-13,12

Para as imagens obtidas com o mesmo valor de potencial de pico máximo (grupos I e II), observa-se que o fator de contraste é maior para as do grupo I. Para as obtidas com o mesmo potencial de pico prático, o maior valor de fator de contraste é adquirido para o grupo III. Este comportamento já era esperado, uma vez que os espectros de raios X do grupo III possuem menor energia média que os espectros do grupo I, e estes por sua vez possuem menor energia média que os do grupo II.

As imagens obtidas para os equipamentos de raios X A e B, com mesmos valores de potencial de pico máximo, apresentam para o tecido aerado uma diferença significativa no fator de contraste, chegando a 21,68%. Esta diferença é reduzida para as imagens obtidas com o mesmo valor de potencial de pico prático para - 13,12 %.

Vale ressaltar que se teve o cuidado em monitorar a influência do processamento do filme no contraste das imagens, onde obteve-se uma diferença percentual máxima de 3 %, muito inferior a encontrada utilizando o mesmo valor de potencial de pico prático e potencial de pico máximo.

4.4.3 Análise da densidade ótica média

A densidade ótica média medida nas imagens radiográficas do simulado físico dos grupos I, II e III, é mostrada na **Tabela 4.13**.

Tabela 4.13: Densidade ótica média e desvio padrão medidos nas imagens radiográficas dos grupos I, II e III.

Imagens do Grupo I		Imagens do Grupo II		Imagens do Grupo III	
Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão
1,674	0,075	1,920	0,037	1,329	0,037

Como se pode observar os valores de gradação média das imagens foram menores que 2, o que dificultou a visualização da escala de contraste de tecido equivalente ósseo, mas que por outro lado privilegiou a visualização de detalhes da imagem.

Verifica-se ainda que a densidade média do grupo II é maior em relação aos outros, e a do grupo I é maior do que do grupo III. Isto se deve, como já visto na **Figura 4.14**, ao fato do espectro de raios do grupo II possuir uma energia média maior, o que torna o feixe mais penetrante e aumenta o número de fótons que alcança o filme. O mesmo ocorre entre os grupos I e III.

A fim de verificar se as médias das densidades óticas medidas nas imagens dos grupos I, II e III são iguais, foi utilizado o teste estatístico ANOVA. As comparações estatísticas encontram-se na **Tabela 4.14**.

Tabela 4.14: Comparação estatística das médias das densidades óticas das imagens radiográficas do simulador físico.

Grupo de Imagens	Média da Densidade Ótica	Desvio Padrão	Comparação entre as Médias	
			F	Signif. (p)
I	1,674	0,075	953,59	$2,2 \times 10^{-16}$
II	1,920	0,037		
III	1,329	0,037		

*O nível de significância adotado neste trabalho foi de 0,05.

As médias de densidade ótica das imagens radiográficas dos grupos I, II e III são significativamente diferentes.

Para avaliar entre quais os grupos de imagens que ocorre maior diferença de densidade ótica foi realizado o teste estatístico de Tukey HSD. Na **Figura 4.16** são apresentadas as diferenças (em um intervalo de $\pm 95\%$) entre as médias de densidade ótica dos grupos de imagens I, II e III.

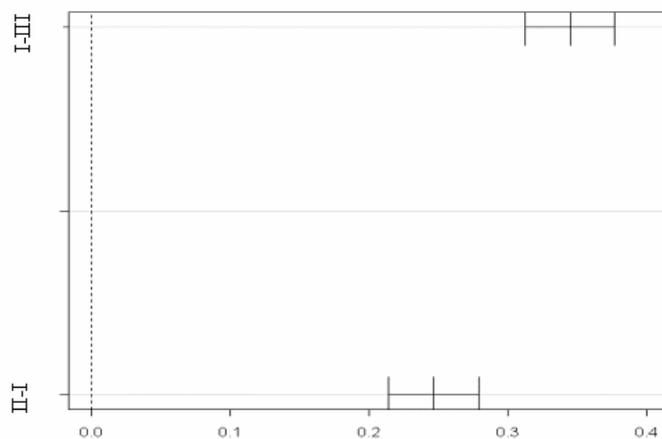


Figura 4.16: Diferença entre as médias de densidade ótica das imagens dos grupos I e III e das imagens dos grupos I e II.

A maior diferença de densidade ótica é obtida entre as imagens dos grupos I e III, isto é, entre as imagens adquiridas com o mesmo valor de potencial de pico prático. Este resultado ocorreu provavelmente devido a correção do rendimento dos equipamentos de raios X ter sido feita fixando um mesmo valor de tensão nominal. Como a grandeza mais próxima da tensão nominal é o potencial de pico máximo (como visto nas **Figuras 4.3** e **4.7**), as imagens obtidas com esta grandeza apresentou densidades óticas mais semelhantes.

4.4.4 Análise dos detalhes das imagens radiográficas do simulador físico

Na **Figura 4.17** são apresentados os resultados das avaliações das radiografias dos grupos I, II e III, para os dez grupos de objetos de teste do simulador físico (Grupos D1, D2, D3, D4, D5, D6, D7-1, D7-2, D8-1 e D8-2), de acordo com os critérios estabelecidos no item **3.3.5.7**.

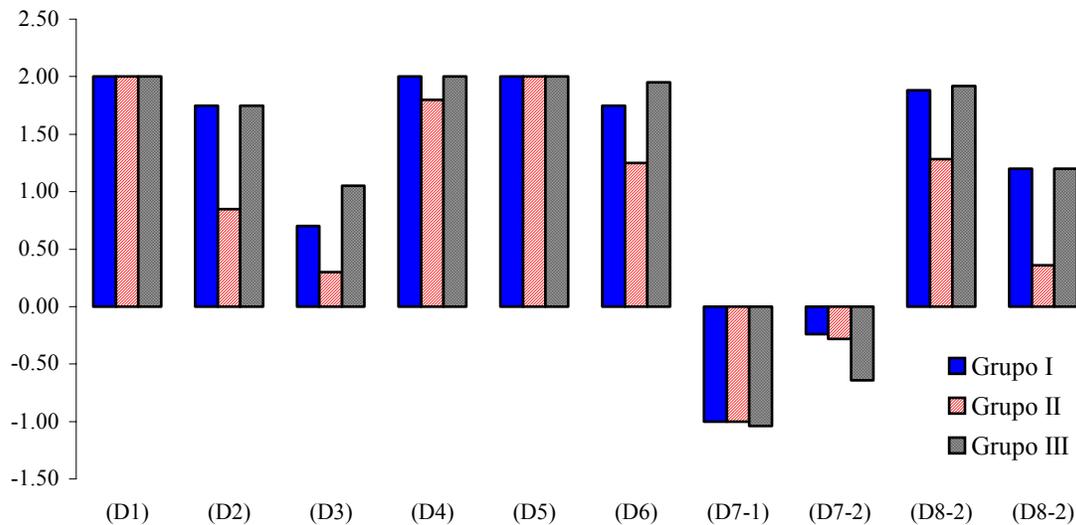


Figura 4.17: Avaliação das radiografias dos grupos I, II e III, para os dez grupos de objetos de teste do simulador físico: **Grupo D1** - Estruturas ósseas, **Grupo D2** - Tumores e detectabilidade de baixo contraste, **Grupo D3** - Calcificações e resolução de alto contraste, **Grupo D4** - cilindros de lípidio, **Grupo D5** – objetos de alto contraste (esferas de alumínio), **Grupo D6** - tubos de teflon com material de contraste, **Grupo D7-1 e Grupo D7-2** - detecção de orifícios em estruturas de ósseas, **Grupo D8-1 e Grupo D8-2** - detecção de nódulos pulmonares em tecidos aerados.

Os piores resultados apresentados são para visualização de orifícios em estruturas ósseas (grupos D7-1 e D7-2). Isto provavelmente ocorreu devido ao comprometimento do contraste na escala de degrau de tecido equivalente ósseo.

Os melhores resultados são de visualização de estruturas ósseas (Grupo D1) e de objetos de alto contraste (Grupo D5). Esses dois requisitos apresentaram gradações máximas (2,00) para os três grupos de imagens avaliados (I, II e III).

Para os demais objetos de teste os valores de gradação média foram diferentes entre os três grupos de imagens. Para comparar essas gradações foi utilizado o teste estatístico ANOVA. Na **Tabela 4.15** são apresentados os resultados obtidos com a aplicação deste teste estatístico.

Tabela 4.15: Comparação estatística das gradações médias dos detalhes das imagens radiográficas do simulador físico.

Detalhes da Imagem	Gradação média			Comparação entre as médias	
	Grupo I	Grupo II	Grupo III	F	Signif. (p)
Grupo D2 – visualização de tumores (detectabilidade de baixo contraste)	1,75	0,85	1,75	36,00	$8,5 \times 10^{-6}$
Grupo D3 – Calcificações (resolução de alto contraste)	0,70	0,30	1,05	7,30	$0,8 \times 10^{-2}$
Grupo D4 – visualização de objetos de médio contraste	2,00	1,80	2,00	6,00	$1,6 \times 10^{-2}$
Grupo D6 – visualização de vasos sanguíneos	1,75	1,25	1,95	14,18	$6,9 \times 10^{-4}$
Grupo D7-1 – detecção de orifícios de 6 mm de diâmetro e 0,5 mm de profundidade em estruturas ósseas	-1,00	-1,00	-1,04	0,09	0,9
Grupo D7-2 – detecção de orifícios de 6 mm de diâmetro e 1 mm de profundidade em estruturas ósseas	-0,24	-0,28	-0,64	2,72	0,1
Grupo D8-1 – detecção de nódulos pulmonares (cilindro de 1 cm de diâmetro e 5 mm de altura)	1,88	1,28	1,92	53,56	$1,0 \times 10^{-6}$
Grupo D8-2 – detecção de nódulos pulmonares (semiesfera com 1 cm de diâmetro e 5 mm de altura)	1,20	1,36	1,20	441,00	$5,8 \times 10^{-12}$

* O nível de significância adotado neste trabalho foi de 0,05.

Através da **Tabela 4.15** pode-se verificar que somente a visualização de orifícios em tecidos ósseos (Grupo D7-1 e Grupo D7-2) é igual para os três grupos de imagens avaliadas (I, II e III), entretanto, com resultados ruins. Comparando os grupos D7-1 e D7-2 verifica-se que o grupo D7-2 apresenta resultados melhores, o que é esperado uma vez que os orifícios possuem uma profundidade maior (1mm).

Para os outros objetos de avaliação da imagem o teste estatístico ANOVA mostrou que as gradações médias dos três grupos de imagens são completamente diferentes. Para verificar entre quais os grupos de imagens ocorre maior diferença de visualização foi utilizado o teste de Tukey HSD. A **Figura 4.18** mostra os resultados obtidos com a aplicação deste teste (em um intervalo de $\pm 95\%$).

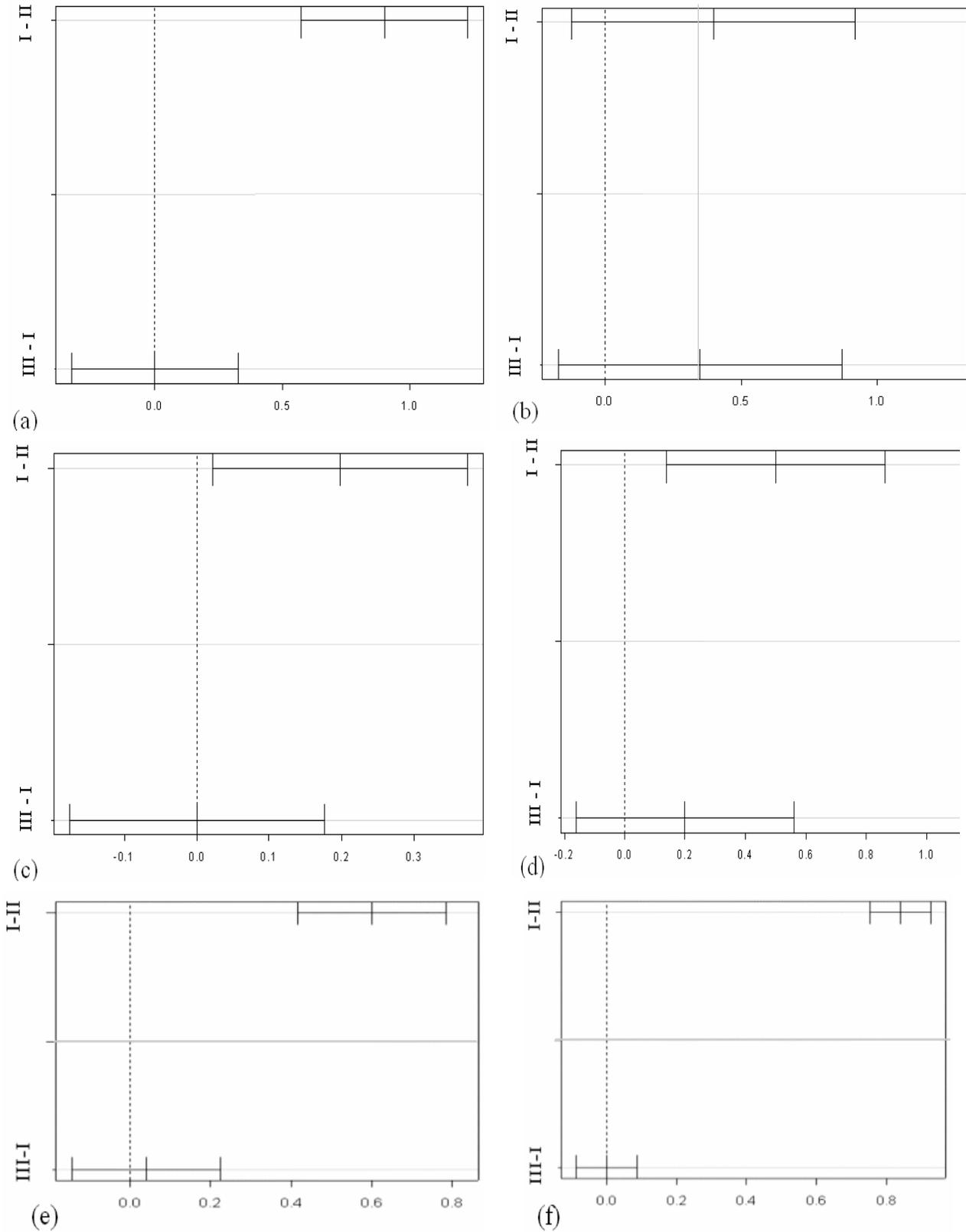


Figura 4.18: Diferenças entre as gradações médias dos grupos de imagens I, II e III para os seguintes objetos de teste: a) Grupo D2, b) Grupo D3, c) Grupo D4, d) Grupo D6, e) Grupo D8-1, e f) Grupo D8-2.

Para todos os grupos de objetos de teste avaliados através do teste estatístico de Tukey HSD, a menor diferença de gradação média foi obtida entre as imagens radiográficas adquiridas com o mesmo valor de potencial de pico prático (grupos I e III).

4.4.5 Comparação entre as imagens radiográficas do simulador físico

Esta seção apresenta a comparação como um todo das imagens dos grupos I, II e III do simulador físico. Para verificar se essas imagens são iguais foi, também, utilizado o teste estatístico ANOVA. Na **Tabela 4.16** é apresentado o resultado obtido com esse teste estatístico.

Tabela 4.16: Comparação estatística das imagens radiográficas do simulador físico dos grupos I, II e III.

Grupo de Imagens	Comparação entre as Médias	
	F	Signif. (p)
I	0,218	0,805
II		
III		

* O nível de significância adotado neste trabalho foi de 0,05.

O valor p encontrado é maior que o nível de significância considerado neste trabalho de 0,05. Logo, as imagens dos grupos I, II e III são consideradas estatisticamente iguais.

Para verificar entre quais grupos ocorre maior semelhança, a **Figura 4.19** mostra as gradações médias das imagens dos grupos I, II e III.

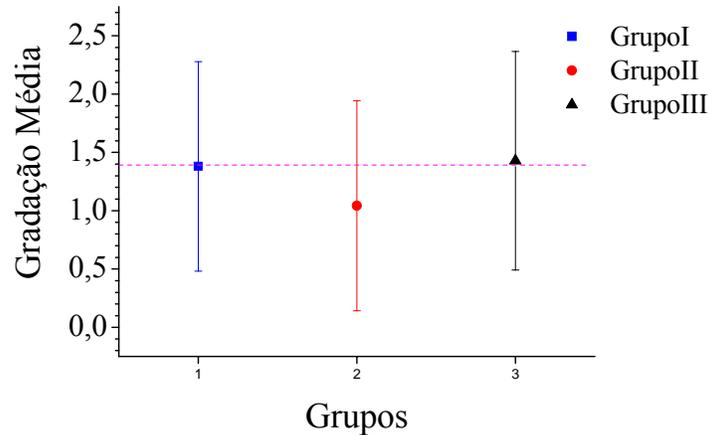


Figura 4.19: Gradações médias das imagens radiográficas dos grupos I, II e III.

Pode-se observar que imagens obtidas em equipamentos de raios X com retificações diferentes são mais semelhantes quando obtidas com o mesmo potencial de pico prático.

4.5 Avaliação do fator de contraste do sujeito obtido com poliestireno e alumínio

4.5.1 Fator de contraste do sujeito do poliestireno

Na **Tabela 4.17** são apresentados os valores de tensão utilizados para obter as curvas de contraste do sujeito em função de diversas espessuras de poliestireno.

Tabela 4.17: Valores de tensão utilizados para obter as curvas de contraste.

Técnica Radiográfica	Grupo	KVpmax (kV)	PPP (KV)
TA	TR I	49,3 ± 0,2	44,2 ± 0,2
	TR II	49,2 ± 0,2	46,2 ± 0,3
	TR III	48,2 ± 0,4	44,3 ± 0,4
TB	TR I	74,4 ± 0,2	63,6 ± 0,2
	TR II	74,3 ± 0,2	69,2 ± 0,2
	TR III	67,6 ± 0,4	63,5 ± 0,4
TC	TR I	83,3 ± 0,2	70,9 ± 0,2
	TR II	83,4 ± 0,2	80,1 ± 0,3
	TR III	74,9 ± 0,4	70,8 ± 0,4
TD	TR I	90,9 ± 0,2	76,5 ± 0,2
	TR II	90,9 ± 0,3	86,9 ± 0,3
	TR III	80,9 ± 0,4	76,6 ± 0,4

Na **Figura 4.20** são apresentadas as curvas de contraste de poliestireno para as técnicas TA, TB, TC e TD.

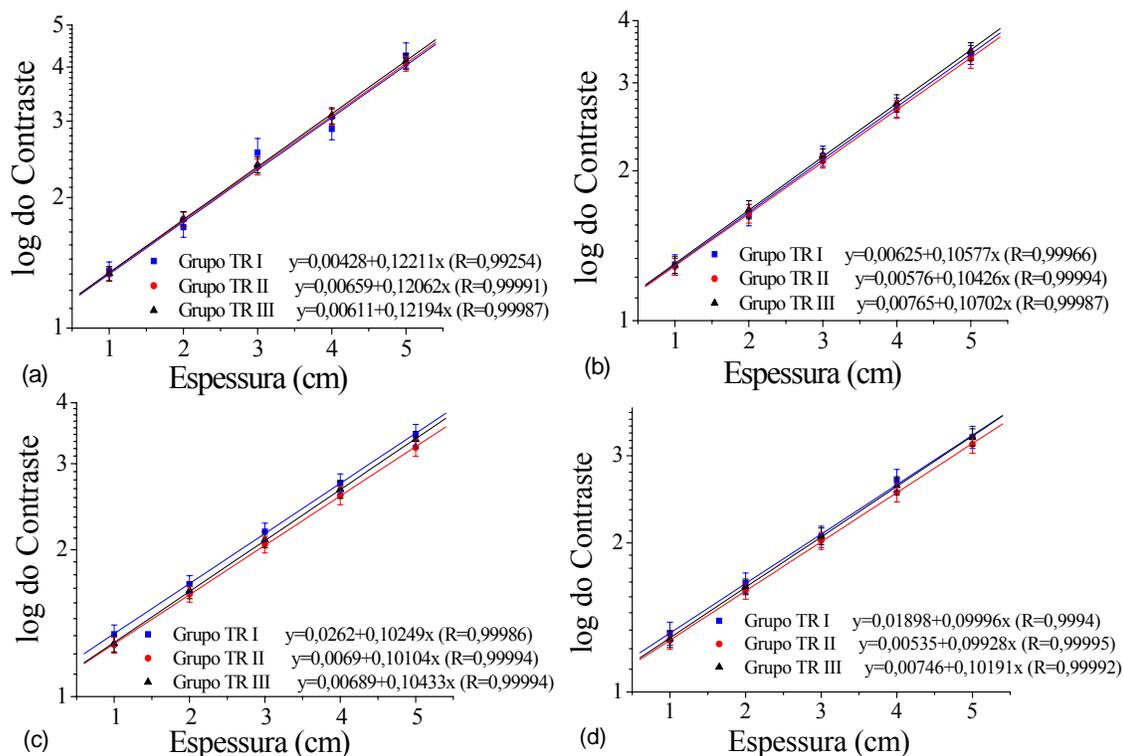


Figura 4.20: Curvas de contraste de *poliestireno* para os equipamentos de raios X A e B nas seguintes situações: a) TA, b) TB, c) TC e d) TD.

As curvas de contraste obtidas para TA, TB, TC e TD possuem comportamento semelhante nos equipamentos de raios X A e B tanto quando adquiridas com o mesmo potencial de pico máximo (grupos TR I e TR II) como com o mesmo potencial de pico prático (grupos TR I e TR III).

Na **Tabela 4.18** são mostrados os valores de fatores de contraste obtidos através das curvas de contraste.

Tabela 4.18: Fatores de contraste obtidos com poliestireno.

Material	Técnica Radiográfica	Grupos		
		TR I	TR II	TR III
Poliestireno	TA	0,122 ± 0,008	0,121 ± 0,005	0,122 ± 0,005
	TB	0,106 ± 0,006	0,104 ± 0,006	0,107 ± 0,006
	TC	0,102 ± 0,006	0,101 ± 0,006	0,104 ± 0,005
	TD	0,100 ± 0,007	0,099 ± 0,006	0,102 ± 0,006

Os fatores de contraste diminuem com o aumento da tensão ($TA > TB > TC > TD$). Isto ocorre devido ao fato da energia dos fótons crescer com o aumento da tensão, dando origem a um feixe mais penetrante e a um fator de contraste menor.

Para a técnica TA verifica-se que os fatores de contraste obtidos para os grupos TR I e TR III foram semelhantes e maiores que os obtidos para o grupo TR II, ou seja, $TR I = TR III > TR II$. Para TB, TC e TD observou-se que $TR III > TR I > TR II$.

Com os valores de tensão utilizados nas técnicas TB, TC e TD (conforme pode-se observar na **Figura 4.21 b, c e d**) a maior energia média é obtida com o espectro de raios X TR II, a segunda maior é obtida com o espectro de raios X TR I e a menor é obtida com o espectro TR III. Isto explica o fato de para as técnicas TB, TC e TD os valores de contraste serem maiores com o grupo TR III e menores com o TR II.

Na técnica radiográfica TA são usados valores de tensão iguais a 49 kVpmax e 44 PPP, estes valores de tensão são razoavelmente baixos, e devido a isso são os fótons de energias maiores que contribuem mais para o contraste. Como pode ser visto na **Figura 4.21 (a)**, o espectro de raios X que possui maior contribuição de fótons com energias mais elevadas é o TR II. Os espectros de raios X dos grupos TR I e TR III possuem contribuições bem próximas para fótons com energias mais elevadas. Isso explica o menor valor de fator de contraste encontrado com o TR II e os valores semelhantes dos grupos TRI e TRIII.

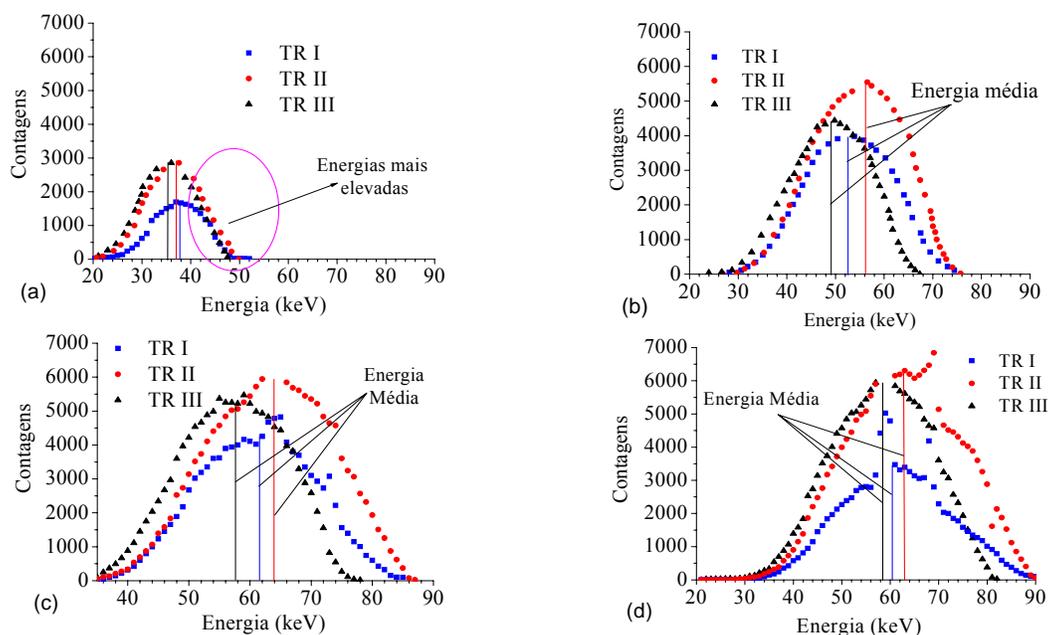


Figura 4.21: Espectros de raios X não normalizados obtidos nos equipamentos de raios X A e B nas seguintes situações: a) 49 kVpmax e 44 PPP, b) 74 kVpmax e 64 PPP, c) 84 kVpmax e 71 PPP, e d) 91 kVpmax e 77 PPP.

Na **Tabela 4.19** é apresentada a diferença percentual entre os fatores de contraste obtidos entre os grupos TR I e TR II e entre os grupos TR I e TR III.

Tabela 4.19: Diferença percentual entre os fatores de contraste obtidos entre os grupos TR I e TR II e entre os grupos TR I e TR III, para as técnicas radiográficas TA, TB, TC e TD.

		Fatores de contraste (equipamento de raios X A)	Fatores de contraste (equipamento de raios X B)	Diferença Percentual (%)
TA	Mesmo KVpmax	0,122 ± 0,008 (TR I)	0,121 ± 0,005 (TR II)	1,22
	Mesmo PPP	0,122 ± 0,008 (TR I)	0,122 ± 0,005 (TR III)	0,14
TB	Mesmo KVpmax	0,106 ± 0,006 (TR I)	0,104 ± 0,006 (TR II)	1,43
	Mesmo PPP	0,106 ± 0,006 (TR I)	0,107 ± 0,006 (TR III)	-1,18
TC	Mesmo KVpmax	0,102 ± 0,006 (TR I)	0,101 ± 0,006 (TR II)	1,41
	Mesmo PPP	0,102 ± 0,006 (TR I)	0,104 ± 0,005 (TR III)	-1,80
TD	Mesmo KVpmax	0,100 ± 0,007 (TR I)	0,099 ± 0,006 (TR II)	0,68
	Mesmo PPP	0,100 ± 0,007 (TR I)	0,102 ± 0,006 (TR III)	-1,95

A diferença entre os valores de fatores de contraste obtidos em equipamentos de raios X com retificações diferentes utilizando tanto o potencial de pico máximo quanto o potencial de pico prático está dentro da faixa de incerteza. Entretanto observou-se que os melhores resultados para os menores valores de tensão foram adquiridos utilizando o potencial de pico prático, e para os maiores valores de tensão foram adquiridos usando o potencial de pico máximo.

4.5.2 Fator de contraste do sujeito do alumínio

Na **Tabela 4.20** são apresentados os valores de tensão utilizados para obter as curvas de contraste em função de diversas espessuras de alumínio.

Tabela 4.20: Valores de tensão utilizados para obter as curvas de contraste.

Técnica Radiográfica	Grupo	KVpmax (kV)	PPP (KV)
TE	TR I	74,3 ± 0,2	63,8 ± 0,2
	TR II	74,2 ± 0,2	69,1 ± 0,3
	TR III	67,5 ± 0,4	63,7 ± 0,5
TF	TR I	83,5 ± 0,2	70,5 ± 0,2
	TR II	83,6 ± 0,2	80,2 ± 0,3
	TR III	74,9 ± 0,5	70,6 ± 0,5
TG	TR I	91,0 ± 0,2	76,7 ± 0,2
	TR II	90,9 ± 0,3	86,1 ± 0,2
	TR III	80,1 ± 0,4	76,7 ± 0,5

Na **Figura 4.22** são apresentadas as curvas de contraste do alumínio para as técnicas TE, TF e TG.

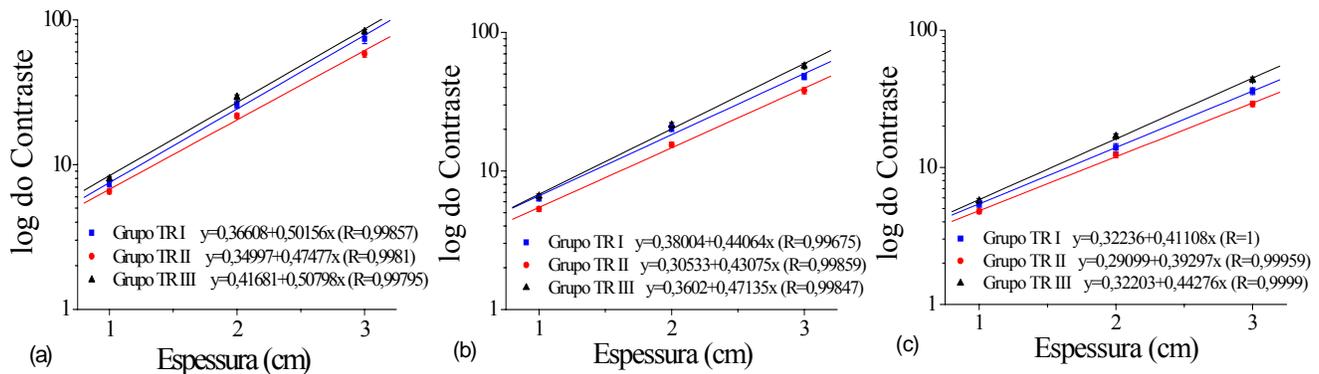


Figura 4.22: Curvas de contraste do *alumínio* para os equipamentos de raios X A e B nas seguintes situações: a) TE, b) TF e c) TG.

As curvas de contraste obtidas para as técnicas TE, TF e TG possuem comportamento semelhante nos equipamentos A e B tanto quando adquiridas com o mesmo potencial de pico máximo (grupos TR I e TR II) como com o mesmo potencial de pico prático (grupos TR I e TR III), porém essa semelhança é menor que a obtida com as curvas de contraste de poliestireno.

Na **Tabela 4.21** são mostrados os valores de fatores de contraste obtidos através das curvas de contraste do alumínio.

Tabela 4.21: Fatores de contraste para o alumínio.

Material	Técnica Radiográfica	Grupo		
		TR I	TR II	TR III
Alumínio	TE	0,502 ± 0,018	0,475 ± 0,014	0,508 ± 0,011
	TF	0,441 ± 0,015	0,431 ± 0,015	0,471 ± 0,013
	TG	0,411 ± 0,018	0,393 ± 0,013	0,443 ± 0,014

Observa-se que os fatores de contraste diminuem com o aumento da tensão (TE>TF>TG). Isto ocorre, como já mencionado, porque feixes de raios X obtidos com valores de tensão maiores são mais penetrantes.

Para TE, TF e TG verifica-se que o maior fator de contraste foi obtido para o grupo TR III, o segundo para o grupo TR I e o menor para o grupo TR II, ou seja, TR III > TR I > TR II. Este resultado já era esperado uma vez que o espectro de raios X que possui menor energia média é o TR III, e o que possui maior é o TR II.

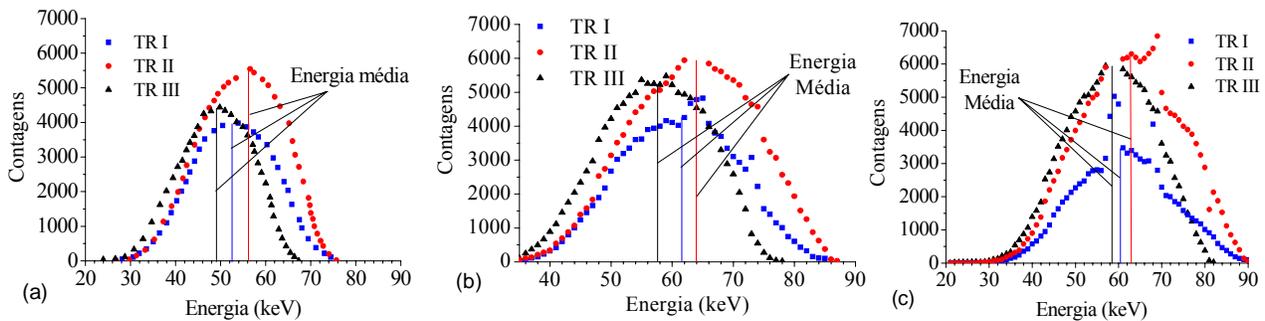


Figura 4.23: Espectros de raios X não normalizados obtidos nos equipamentos de raios X A e B nas seguintes situações: a) 74 kVpmax e 64 PPP, b) 84 kVpmax e 71 PPP e c) 91 kVpmax e 77 PPP.

Na **Tabela 4.22** é mostrada a diferença percentual entre os fatores de contraste de alumínio.

Tabela 4.22: Diferença percentual entre os fatores de contraste do sujeito obtidos entre os grupos TR I e TR II e entre os grupos TR I e TR III, para as técnicas radiográficas TE, TF e TG.

		Fatores de contraste (equipamento de raios X A)	Fatores de contraste (equipamento de raios X B)	Diferença Percentual (%)
TE	Mesmo KVpmax	0,502 ± 0,018 (TR I)	0,475 ± 0,014 (TR II)	5,34
	Mesmo PPP	0,502 ± 0,018 (TR I)	0,508 ± 0,011 (TR III)	-1,28
TF	Mesmo KVpmax	0,441 ± 0,015 (TR I)	0,431 ± 0,015 (TR II)	2,24
	Mesmo PPP	0,441 ± 0,015 (TR I)	0,471 ± 0,013 (TR III)	-6,97
TG	Mesmo KVpmax	0,411 ± 0,018 (TR I)	0,393 ± 0,013 (TR II)	4,41
	Mesmo PPP	0,411 ± 0,018 (TR I)	0,443 ± 0,013 (TR III)	-7,71

A diferença percentual entre os fatores de contraste de alumínio é maior do que a obtida com poliestireno. Isto já era esperado uma vez que o alumínio, por possuir um coeficiente de atenuação maior, atenua mais fótons de baixa energia do que fótons de energias mais elevadas onde existe maior diferenciação entre os espectros.

Observa-se também que para TE o melhor resultado foi obtido utilizando o potencial de pico prático. Para TF e TG que são obtidos com valores maiores de tensão, os melhores resultados foram obtidos utilizando o potencial de pico máximo. Confirmando que há uma tendência do fator de contraste ser mais semelhante (em equipamentos de raios X com retificações diferentes) para tensões menores quando obtidos com o mesmo potencial de pico prático, e para tensões mais elevadas com o mesmo potencial de pico máximo. Isto inclusive explica o fato das imagens do simulador físico serem mais semelhantes quando adquiridas com o mesmo potencial de pico prático, uma vez que para os valores de tensão utilizados (74 kVpmax e 63 PPP) esta grandeza apresenta os melhores resultados.

Na tentativa de compreender porque o potencial de pico prático não corrigiu melhor os valores de fator de contraste (obtidos em equipamentos com retificações distintas) para tensões mais elevadas, foi estudado o comportamento da corrente no tubo de raios X com o aumento da tensão. Na **Figura 4.24** é mostrado o comportamento da corrente e da tensão ao longo do tempo de exposição obtido nos equipamentos de raios X avaliados para valores de tensão nominal diferentes.

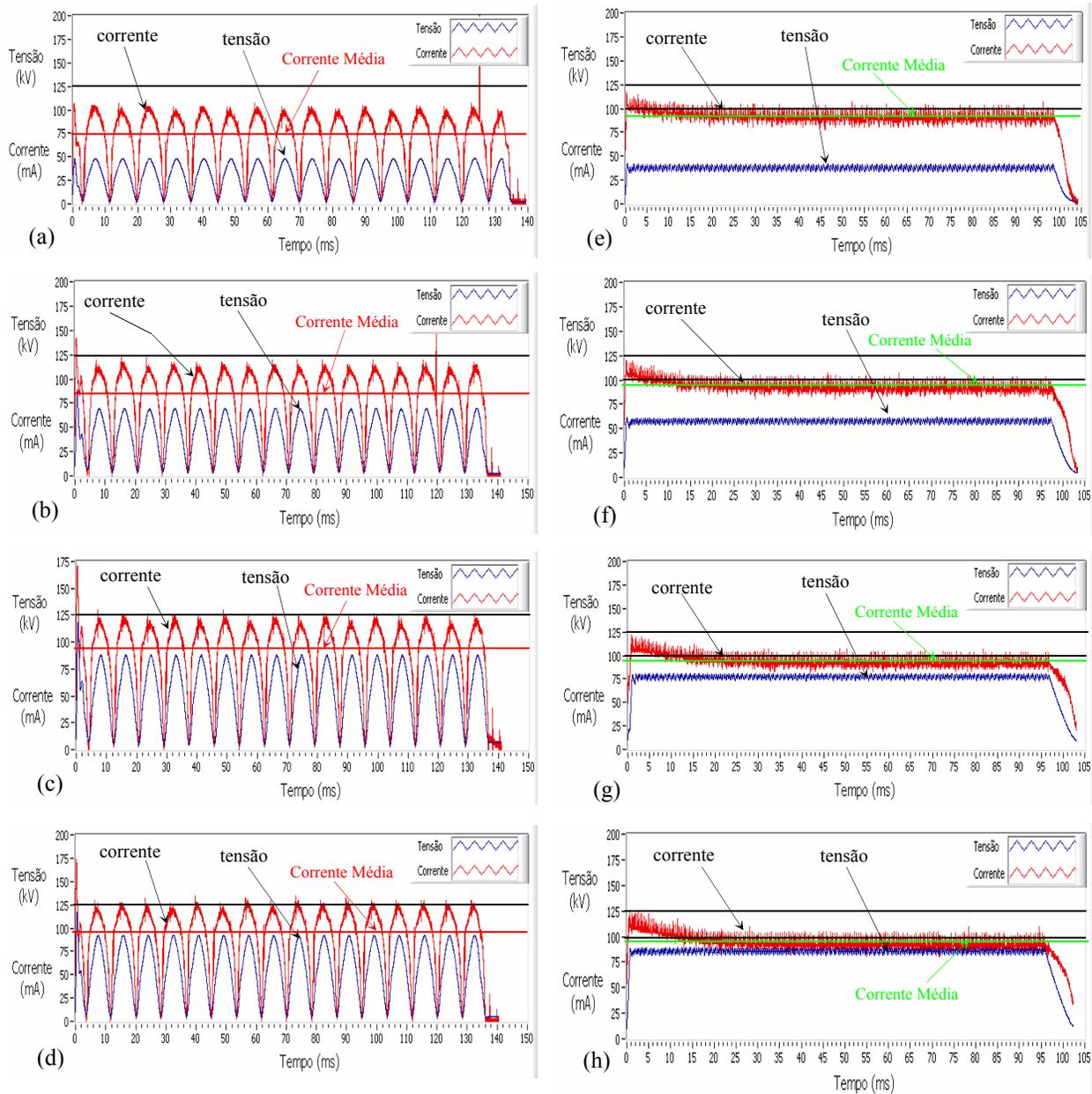


Figura 4.24: Comportamento das curvas de corrente e de tensão nas seguintes situações: a) Equipamento A com 45 kV e corrente em foco fino, b) Equipamento A com 65 kV e corrente em foco fino, c) Equipamento A com 85 kV e corrente em foco fino e d) Equipamento A com tensão de 90 kV com corrente em foco fino, e) Equipamento B com tensão de 40 kV e 100 mA, f) Equipamento B com tensão de 60 kV e 100 mA, g) Equipamento B com tensão de 81 kV e 100 mA e h) Equipamento B com tensão de 90 kV e 100 mA .

Com o aumento da tensão verifica-se que há aumento da corrente no tubo para ambos equipamentos de raios X. Este aumento da corrente no tubo (I) é esperado uma vez que esta

é função da corrente do filamento e da tensão aplicada no tubo ($I \propto V^n$, onde n é uma constante que depende do tipo de gerador) [34].

Outra característica importante que deve ser ressaltada é que o aumento da corrente média no tubo de raios X do equipamento A, com o aumento da tensão, é maior do que no equipamento B. Isto provavelmente provocou a maior diferença entre os fatores de contraste obtidos nos equipamentos A e B, para os maiores valores de tensão avaliados utilizando o potencial de pico prático, pois com o aumento da corrente média no equipamento A houve crescimento da contribuição de fótons na saída do tubo de raios X, o que causou diminuição do fator de contraste. O mesmo não aconteceu de forma significativa no equipamento B, onde o aumento de corrente média não foi tão expressivo com o crescimento da tensão. Como a grandeza potencial de pico prático não considera a variação da corrente no tubo de raios X em sua definição, já era de se esperar que esta apresentasse os problemas observados.

Este resultado mostra que o potencial de pico prático realmente é influenciado pela corrente ao longo do tempo de exposição, como já citado por Becker et al. [9] e Ramírez et al. [3], principalmente para valores de tensão mais altos.

5. CONCLUSÕES

A comparação entre os valores de potencial de pico máximo, potencial de pico médio, potencial de pico prático, *ripple*, tempo de exposição e corrente média calculados através de uma planilha em Excel e do programa de tratamento de dados para curvas simuladas de tensão e corrente com diversas retificações, demonstrou que o programa de tratamento de dados desenvolvido está funcionando corretamente. Observou-se também, que através do protocolo foi possível estudar e avaliar o comportamento das curvas de tensão dos equipamentos de raios X com retificação monofásica e retificação de média frequência. Além de verificar que as grandezas potencial de pico máximo e potencial de pico médio apresentavam valores aproximadamente iguais nos equipamentos de raios X avaliados, o que tornou desnecessário o cálculo de ambas grandezas neste trabalho.

A comparação entre as imagens radiográficas do simulador físico, obtidas com os mesmos valores de potencial de pico máximo e com os mesmos valores de potencial de pico prático em equipamentos com retificações diferentes, mostrou que imagens obtidas com os mesmos valores de potencial de pico prático são mais semelhantes. Através destas imagens, observou-se também que a diferença percentual entre os fatores de contraste de tecido equivalente aerado é considerável para ambas as grandezas. Porém, esta diferença é reduzida para as imagens obtidas com o mesmo valor de potencial de pico prático.

Ao avaliar o comportamento dos fatores de contraste do poliestireno observou-se que, utilizando tanto o potencial de pico máximo quanto o potencial de pico prático, foi possível obter valores semelhantes de fatores de contraste nos equipamentos de raios X com retificações diferentes. Entretanto, foi observado que existe uma tendência do potencial de pico prático corrigir melhor os fatores de contraste para tensões mais baixas e do potencial de pico máximo corrigir melhor para tensões mais elevadas.

Para o alumínio também se observou que para os menores valores de tensão avaliados, tanto usando o potencial de pico máximo quanto o potencial de pico prático, foi possível obter valores semelhantes de fatores de contraste. Porém, os melhores resultados foram obtidos com o potencial de pico prático. Para os maiores valores de tensão os fatores de contraste só foram corrigidos utilizando o potencial de pico máximo.

Estes resultados mostram que, para as tensões mais baixas, imagens obtidas em equipamentos com retificações diferentes devem apresentar tons de cinza mais semelhantes quando obtidas com o potencial de pico prático, tanto para tecido adiposo quanto para tecidos mais densos. O contrário ocorre para tensões mais elevadas. Neste caso, as imagens devem apresentar tons de cinza mais próximos quando obtidas com o potencial de pico máximo. Este comportamento observado explica o porquê que as imagens do simulador físico são mais semelhantes quando obtidas com o mesmo potencial de pico prático, uma vez que para os valores de tensão utilizados esta grandeza apresentou os melhores resultados.

O comportamento observado do potencial de pico prático em função do aumento da tensão mostra, como já citado por Becker et al. [9] e Ramírez et al. [3], que esta grandeza é influenciada pela variação da corrente no tubo de raios X, principalmente para valores de tensão mais altos.

6. PROPOSTAS DE TRABALHOS FUTUROS

É proposto como trabalhos futuros:

- ❖ Avaliar se imagens obtidas em equipamentos com retificações diferentes com os mesmos valores de potencial de pico máximo, potencial de pico médio e potencial de pico prático, com valores de tensão mais elevados, são mais semelhantes quando obtidas com o mesmo valor de potencial de pico máximo;
- ❖ Avaliar se a diferença percentual entre os fatores de contraste de poliestireno e de alumínio é maior quando obtidos em equipamentos com retificações diferentes com valores de potencial de pico prático mais elevados que os estudados neste trabalho;
- ❖ Propor uma nova equação para o cálculo do potencial de pico prático considerando a variação da corrente no tubo de raios X;
- ❖ Propor um medidor não-invasivo de potencial de pico prático considerando a variação da corrente no tubo de raios X.

BIBLIOGRAFIA

1. Ministério da Saúde. *Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico*. Portaria 453, 1998.
2. Kramer, H.M., Selbach, H.J., Iles, W.J. “The practical peak voltage of diagnostic X Ray gerators”. *The British Journal of Radiology*, v. 71, p. 200-209, 1998.
3. Ramírez-Jiménez, F.J., López-Callejas, R., Benítez-Read, J.S., Pacheco-Sotelo, J.O. “*Considerations on the Measurement of Practical Peak Voltage in DiagnosticRadiology*”. *The British Journal of Radiology*, p. 745-750, 2004.
4. Baorong, Y., Kramer, H.M., Selback, J.J., Lange, B. “Experimental determinations of the practical peak voltage”. *The British Journal of Radiology*, v.43, p. 641-649, 2000.
5. N. C. Davis, B. S., Dewerd, L.A., Anderson, D.R. “Experimental Verification of Practical Peak Voltage for the Mammographic Range”. *Proceedings of the 44⁰ AAPM Annual Meeting*, Montréal, 2002.
6. International Standard IEC 61676, *Medical Electral Equipment – Instruments as Used in the Non-Invasive Measurements of X-Ray Tube Voltage in Diagnostic Radiology*. (Committee Draft), 1998.
7. Peixoto, J.G.P., Selbach, H.J., Kramer, H.M., Lange, B. *Tentative type test of a non-invasive high-voltage meter with respect to the quantity of practical peak voltage*. Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Dosimetrie. PTB-Bericht Dos-38, Braunschweig, 2001.
8. Becker, P.H.B., Peres, M.A.L., Ludwig, J.L., Chernicaró, C.C. “Calibração de Medidores de kV com a Grandeza Potencial de Pico Prático (IEC 61676)”. *Proceedings of the IV ENAN*, 2002.

9. Becker, P.H.B., Ludwig, J.L., Correa, S.C.A., Peres, M.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.
10. Velasques, S., Mota, H. *Curso Básico de Licenciamento e Fiscalização em Radiologia Médica e Odontológica*. Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, 1994.
11. Curry, T.S., Sowdey, J.E., Murry Jr., R.C. *Christensen’s Physics of Diagnostic Radiology*. 4th Ed. Media, PA: Williams & Wilkins, 1990.
12. Arcal. *Reparación, Mantenimiento y Verificación de Equipos de Rayos X*. Volume IV, 2000.
13. Soares, F. A., Lopes, H. B. *Radiologia Convencional*. Núcleo de Tecnologia Clínica, CEFET, Santa Catarina, Brasil, 2001.
14. Cranley, K., Gilmore, B.J., Fogarty, G.W.A., Desponds, L. *Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data*. Institute of Physics and Engineering in Medicine, Repot 48, 1997.
15. 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 um Fotodiodo PIN”. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v.16, p.13-20, 2000.
16. Jacobson, A.F. “Determination of Peak X Ray Tube Potential from Measurements of Peak Radiation Intensity”. *Radiology*, v.143, p.779-781, 1982.
17. Potiens, M. P.A. *Metodologia Dosimétrica e Sistema de Referência para Radiação X nível Diagnóstico*. Tese de D.Sc., IPEN, São Paulo, Brasil, 1999.

18. Ranallo, F. N. *The Noninvasive Measurement of X-Ray Tube Potencial*. Ph.D. Thesis, University of Wisconsin, USA, 1993.
19. Correa, S.C.A., Ludwig, J.L., Lopes, R.T., Carlos, M.T., Becker, P.H.B. “Proposta de um Protocolo para Determinação de kVp através de Medidor de Tensão Invasivo”. *Proceedings of the VII ENAN*, 2005.
20. International Commission on Radiation Units and Measurements. *Radiations Quantities and Units*. ICRU Report 33. 1980. Washington D.C., 1980.
21. Arruda, W.O. *Wilhelm Conrad Röntgen: 100 anos de descoberta dos raios X*. Arq Neuropsiquiatr. 54(3): 525-531, 1996.
22. Hoxter, E.A. “Introdução à Técnica Radiográfica”. *Siemens AG*, Ed. Edgard Blücher Ltda., 1977.
23. Sprawls P. “Physical Principles of Medical Imaging. Madison, Wisconsin: Medical Physics”. 2 ed., Wisconsin, USA, 1995.
24. Yacovenco, A. A. *Programa de Garantia de Qualidade em Radiologia Diagnóstica*. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil, 1994.
25. Magalhães, L.A.G. *Controle de Qualidade de Processadoras Automáticas*. Dissertação de M.Sc., Faculdade de Medicina/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil, 2001.
26. Bussab, W.D.O., Morettin, P. A. “Estatística Básica”. 5 ed., Editora Saraiva, São Paulo, 2003.
27. Souza, K.C. *Espectros e Qualidade de Raios-X para Uso em Radiodiagnóstico e Calibração de Equipamentos*. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil, 1996.

28. White, D. R. "Tissue Substitutes in Experimental Radiation Physics". *Medical Physics*, v.5, p. 467-479, 1978.
29. American Association of Physics in Medicine (AAPM). *Performance Specifications and Acceptance Testing for X-ray Generators and Automatic Exposure Control Devices*. Report n. 14, 1985.
30. Hwang, S.F. *Otimização da Qualidade da Dose em Radiologia Geral de Tórax*. de M.Sc., UFP, Recife, Brasil, 2001.
31. TWAIN, M. Estatística. Disponível em <<http://www.chestx-ray.com>>. Acesso em 10 jun. 2005.
32. Becker, P.H.B, Peres, M.A.L. "Implantação de um Laboratório para Calibrar Divisores de Tensão utilizados em Radiologia". *Proceedings of the International Conference on Advanced Optical, Electrical and Legal Metrology*, São Paulo, 2000.
- 33 Numerical Recipes in Fortran 77. The Art of Scientific Computing. Disponível em <<http://www.nr.com>>. Acesso em 12 set 2005.
34. Kubota, H., Hayashi, H., Kanamori, H. "Effects of voltage ripple and current mode on diagnostic x-ray spectra and exposures". *Medical Physics*, v.18, p. 921-927, 1991.