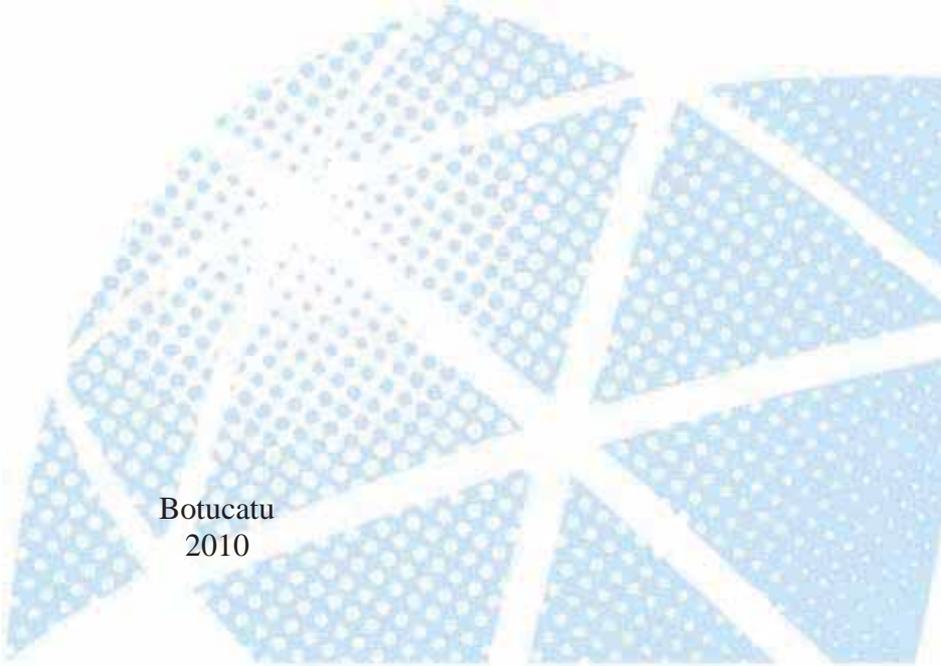




UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”

Juan Guilherme Martim

**Estudo para Determinação da kVp em
Equipamentos de raios X convencional.**



Botucatu
2010

Juan Guilherme Martim

Estudo para Determinação da kVp em Equipamentos de raios X convencional.

Monografia apresentada ao Instituto de Biociências IB, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP como parte das exigências para obtenção do título de Graduado no Curso de Física Médica modalidade Bacharelado.

Orientadora: Prof^a Dr^a Diana Rodrigues de Pina

Botucatu
2010

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.
DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: *ROSEMEIRE APARECIDA VICENTE*

Martim, Juan Guilherme.

Estudo para determinação da kVp em equipamentos de raios X convencional / Juan Guilherme Martim. - Botucatu, 2010

Trabalho de conclusão de curso (bacharelado - Física Médica) - Instituto de Biociências de Botucatu, Universidade Estadual Paulista, 2010

Orientador: Diana Rodrigues de Pina
Assunto CAPES: 20000006

1. Biologia. 2. Física médica. 3. Raio X.

Palavras-chave: kVp; Raios X convencional; Razão de exposição (RE); Tensão.

Dedico este trabalho:

Aos meus pais, Robson e Liliana, pelo amor, carinho, dedicação, companheirismo
e por nunca me deixarem faltar nada apesar das dificuldades.

À minha irmã, Juliana, que nunca me deixou esquecer o quanto ainda preciso
melhorar para ser “bom” um dia.

Aos meus avós pela torcida e pela ajuda.

À minha namorada, Renata, pela paciência, amor e carinho tão necessários para
que tudo ao redor deste trabalho desse certo.

Agradecimentos

À Deus, acima de tudo.

À Prof^ª. Dr^ª. Diana Rodrigues de Pina, pela oportunidade de estágio, orientação, pela amizade e por me fazer acreditar que com calma é possível interpretar uma “montanha” de dados e fazer deles um bom trabalho!

Ao Prof. Dr. José Ricardo de Arruda Miranda por todas as dicas, e empenho em criar o curso pelo qual me orgulho.

À Prof^ª Dr^ª Claudia Helena Pellizzon, pela iniciativa de tentar melhorar ainda mais nosso curso.

Ao Prof. Sérgio Luiz Rocha, pela sugestão do tema desse trabalho e discussões muito valiosas para a conclusão do mesmo.

Aos Professores Joel Mesa Hormaza, Ney Lemke e Roberto Morato Fernandez, pela amizade e ajuda durante todo o curso.

Aos Professores Sérgio Pereira e Paulo Eduardo Martins Ribolla, pelas primeiras oportunidades de estágio nesta instituição.

Aos companheiros do Laboratório de Física Aplicado ao Radiodiagnóstico, Eros Carbi e Rafael Toledo Fernandes de Souza, por toda ajuda, atenção e por serem sempre ótimos amigos.

À Fatima R. Casagrandi Cavallari, pela simpatia e por sempre ter me ajudado com todos os documentos da graduação com muita boa vontade.

Aos amigos Pedro Rafael Costa, Rodrigo Lessa Pires e Elaine Galhardo pela verdadeira amizade.

Aos grandes amigos Angelo Biasi Govone, Caroline Zepelline do Santos, Cristina Toshie Iwassaki, Daniel Augusto Nolli, Karen Pieri, Lana Tahara Taniguti, Lécio Leonardo Luvezuti, Tiago Cardoso Tardelli, Thiago Revers Dreyer, Woner Mion por todos os momentos incríveis que passamos durante nossa graduação.

Aos Colegas do Cursinho Eukaipía e nossos alunos, dos quais me fizeram mudar completamente de idéia com relação ao futuro.

À todos da IV Turma de Física Médica, por terem me proporcionado os melhores anos que já tive e por terem me ajudado a amadurecer e me tornar uma pessoa melhor.

Esta Pesquisa foi desenvolvida no Setor de Diagnóstico por Imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB-UNESP) sob orientação da Prof^a. Dr^a. Diana Rodrigues de Pina.

“Poderia viver encerrado numa casca de noz e julgar-me o rei do espaço infinito, não tivesse eu sonhos atormentados.”

-Shakespeare, *Hamlet*, Ato 2, Cena 2

RESUMO

A aplicação de programas de controle de qualidade em radiodiagnóstico é importante para se obter, qualidade da imagem, redução de dose no paciente e custos para a instituição. A verificação da tensão real de um equipamento de raios X é um dos parâmetros que deve ser determinado em testes de controle de qualidade. Este tem influência tanto na qualidade da imagem quanto na dose absorvida pelo paciente. Visto a importância deste fato, esta pesquisa propõe a determinação da tensão em qualquer equipamento de raios X convencional, de uma maneira rápida, segura e de baixo custo. Para atingir esse objetivo foi realizada medidas que caracterizam a padronização dessa metodologia, onde é relacionado a razão de exposição (RE), utilizando distintas espessuras de filtros de cobre (Cu), em função da CSR. Posteriormente é feita uma relação da CSR em função da tensão real obtida, de maneira direta, utilizando um medidor de kVp, devidamente calibrado e comumente empregado na rotina clínica. Dessa forma ao determinar a RE, em qualquer equipamento desejado, pode-se determinar a CSR correspondente e conseqüentemente a kVp real, a partir de dados previamente obtidos no processo de padronização dessa metodologia de estimativa da kVp.

Palavras-chave: kVp; Raios X convencional; Razão de exposição (RE); Tensão.

ABSTRACT

The quality assurance control program (QACP) in clinical radiology is very important to acquire, image quality, patient dose reduction and cost for the institution. The verification of the real tension on the x ray tube, it is one of many parameters that may be determined on a QACP. This act on image quality as absorbed dose in patient. Once proved the importance of this fact, this study come up with the determination of tension to any X ray tube used on medical routine, on quick, safe and low cost manner. To reach the aim of this study, the methodology consisted on measuring expose rates (ER) using different thicknesses of copper (Cu) plates like filters and relating these results with Half Layer Value (HLV). Afterwards, the HLV was associated to real tension that was acquired with kilo voltage of peak (kVp) measurers used on clinical routine. So walking in this path, when performed the ER, on any X ray tube, it's possible acquire the HLV and consequently the real kVp, considering measures obtained before, on the methodology of kVp estimative development.

Key word: Conventional X Ray tube; Expose Rate (RE); kVp; Tension.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 1 - Esquema simplificado de um tubo de raios..... | 4 |
| Figura 2 - Tipos de interação entre um elétron incidente sobre um material e seus átomos..... | 5 |
| Figura 3 - Espectro de raios X gerados com 100 kVp, 2.0 mm Al e 17° de inclinação do ânodo de Tungstênio..... | 6 |
| Figura 4 - Representação do efeito fotoelétrico $E=h\nu$ é a energia do fóton incidente, E_b a energia de ligação do elétron e T a energia do elétron ejetado do átomo..... | 7 |
| Figura 5 - Representação do efeito Compton..... | 8 |
| Figura 6 – Esquema de uma interação do tipo formação de pares..... | 9 |
| Figura 7 - Relação entre a tensão de pico, efetiva e seu valor instantâneo para um gerador monofásico..... | 10 |
| Figura 8 - Comparação da produção de raios X de geradores monofásicos e de potencial constante..... | 11 |
| Figura 9 - Tensão alternada de um gerador trifásico..... | 11 |
| Figura 10 - Comparação do ripple para diferentes geradores de raios X: Monofásico com retificação completa de onda, trifásico com seis e com doze pulsos..... | 12 |
| Figura 11 - Efeitos do potencial aplicado e da corrente no espectro do feixe..... | 14 |
| Figura 12 - Efeitos do potencial aplicado e da corrente no espectro do feixe..... | 15 |
| Figura 13 - Espectros de raios x sem filtração, filtração de 1mm de alumínio, e 3 mm de alumínio respectivamente..... | 16 |
| Figura 14 - Arranjo experimental da avaliação da razão de exposição obtida em função da tensão do equipamento de raios X avaliado..... | 22 |
| Figura 15 A - Relação da razão de exposição obtida para os equipamentos de raios x Monofásico (Portátil), Trifásico e Alta Frequência..... | 23 |
| Figura 15 B - Relação da CSR com as kVps reais para os equipamentos de raios x Monofásico (Portátil), Trifásico e Alta Frequência | 24 |
| Figura 16 - Razão de Exposição (RE) em função da kVp, entre equipamentos monofásicos..... | 28 |

| | |
|--|-----------|
| Figura 17-Aplicação do teste de Pearson ($R=0,99999$), na apreciação da comparação entre os equipamentos monofásicos..... | 29 |
| Figura 18: Razão de Exposição (RE) em função da kVp, entre equipamentos trifásicos..... | 29 |
| Figura 19 : Aplicação do teste de Pearson ($R=0,99999$), na apreciação da comparação entre os equipamentos trifásicos..... | 30 |

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1: Comparação entre os valores de kVp, utilizando o método proposto (UMP) e obtidos por medidas diretas (MD), utilizando o medidor de kVp, com seus respectivos desvio padrão (DV), e variações entre os métodos avaliados (VMA), para o equipamento Monofásico (Portátil)..... **26**
- Tabela 2: Comparação entre os valores de kVp, utilizando o método proposto (UMP) e obtidos por medidas diretas (MD), utilizando o medidor de kVp, com seus respectivos desvio padrão (DV), e variações entre os métodos avaliados (VMA), para o equipamento de Trifásicos-12 pulsos..... **27**
- Tabela 3: Comparação entre os valores de kVp, utilizando o método proposto (UMP) e obtidos por medidas diretas (MD), utilizando o medidor de kVp, com seus respectivos desvio padrão (DV), e variações entre os métodos avaliados (VMA), para equipamento de Alta frequência respectivamente..... **27**
- Tabela 4: Reprodutibilidade entre os valores de kVp, utilizando o método proposto (UMP), obtido no equipamento padrão (UMP-P) e obtidos no equipamento teste (UMP-T), com seus respectivos desvio padrão (DV), e variações entre os equipamentos Monofásicos (Portáteis)..... **31**
- Tabela 5: Reprodutibilidade entre os valores de kVp, utilizando o método proposto (UMP), obtido no equipamento padrão (UMP-P) e obtidos no equipamento teste (UMP-T), com seus respectivos desvio padrão (DV), e variações entre os equipamentos Trifásico..... **31**

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|-----------|
| CAPÍTULO I | 1 |
| 1. INTRODUÇÃO | 1 |
| | |
| CAPÍTULO II | 3 |
| 2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS | 3 |
| 2.1 PRODUÇÃO DE RAIOS X..... | 3 |
| 2.2 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA..... | 6 |
| 2.3 FORMA DE ONDA..... | 9 |
| 2.4 FATORES QUE MODIFICAM AS CARACTERÍSTICAS DO ESPECTRO..... | 12 |
| 2.5 QUALIDADE DOS FEIXES DE RAIOS X..... | 17 |
| 2.6 ATENUAÇÃO..... | 18 |
| 2.7 CÂMARA DE IONIZAÇÃO..... | 19 |
| | |
| CAPÍTULO III | 21 |
| 3. MATERIAIS E METODOS | 21 |
| 3.1 MATERIAIS..... | 21 |
| 3.2 METODOLOGIA..... | 21 |
| | |
| CAPÍTULO IV | 26 |
| 4. RESULTADOS | 26 |
| | |
| CAPÍTULO V | 32 |
| 5. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO | 32 |
| | |
| CAPÍTULO VI | 34 |
| 6. BIBLIOGRAFIA | 34 |

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

As radiações ionizantes são utilizadas em diversas áreas da saúde, incluindo-se radiodiagnóstico médico e odontológico [1]. Estas radiações devem ser utilizadas de maneira correta para que benefícios possam ser produzidos em detrimento aos danos que elas podem causar ao homem e ao meio ambiente [1].

O Ministério da Saúde, através das Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico Odontológico [1,2], em conformidade com as Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica [1,3] da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), estabeleceu as normas para o desenvolvimento de programas de controle de qualidade em imagens radiológicas. De acordo com estas diretrizes, para a obtenção de imagens médicas com qualidade, minimização dos custos e redução da dose no paciente, trabalhador e meio ambiente é necessária a aplicação de Programas de Garantia de Qualidade (PGQ). Em radiodiagnóstico, para a implantação de um PGQ argumenta-se da necessidade de trabalhar com equipamentos adequados e ajustados para cada conjunto de prática radiológica [1]. Uma das variáveis que interfere diretamente na qualidade da imagem e na dose no paciente é a qualidade (energia) do feixe de raios X. A energia dos fótons que constituem o espectro de raios X são diretamente proporcionais à quilovoltagem de pico (kVp) [1].

Diversas metodologias já foram propostas para a determinação da quilovoltagem de pico de equipamentos de raios X médico e odontológico [1,4]. O primeiro método desenvolvido, em 1966 e melhorado em 1968, para determinar a quilovoltagem de pico é constituído de um sistema mecânico que não fornece o valor da kVp em tempo real. O princípio de funcionamento deste método está baseado no processo de atenuação diferenciada do feixe de raios X por um dispositivo mecânico na forma de cunha que utiliza um filme de raios X como detector cuja resposta é processada através de um grupo de densidades ópticas geradas [1,4]. Através de uma apropriada calibração, o valor de um conjunto de densidade óptica gerado é associado a um valor específico de kVp. Este método

ainda é usado por muitas instituições por razão de custo, embora seja necessário um intervalo de tempo de 15 a 20 minutos para completar o processo da determinação de um único valor da quilovoltagem de pico [1].

No final da década de 80 surgiram as primeiras metodologias que utilizavam uma instrumentação totalmente digital para a determinação da quilovoltagem de pico de equipamentos médico e odontológicos [1,5]. Este tipo de instrumentação utiliza fotodiodos como detectores e um sistema de aquisição e processamento de dados, composto por componentes eletrônicos discretos, que disponibiliza o resultado da medição da kVp em tempo real [1,5]. Estes medidores de kVp ainda são disponibilizados comercialmente, embora alguns modelos tenham substituído os componentes eletrônicos discretos por uma eletrônica baseada em microprocessadores. Neste estudo, o valor da kVp é determinada com base na absorção diferenciada dos raios X através do uso de conjuntos de filtros de cobre (Cu) [1], de modo a determinar a kVp com segurança, praticidade e confiabilidade no valor das medidas. Dessa forma propomos a estimativa da kVp a partir de medidas utilizando câmara de ionização e distintas espessuras de filtros de Cu. Aqui foram avaliadas as razões de exposições (RE), de modo a estimar a kVp em qualquer equipamento de raios X convencional, baseando-se em trabalhos anteriores [1,6,7].

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Nesta seção serão descritos os fundamentos teóricos envolvidos no processo de produção de raios x, interação da radiação com a matéria, forma de onda, fatores que modificam as características do espectro, qualidade dos feixes de raios x, atenuação e câmara de ionização.

2.1 PRODUÇÃO DE RAIOS X

Os raios X são uma forma de radiação eletromagnética cujo comprimento de onda é menor que o da luz visível. Para uma melhor compreensão desse fenômeno físico, inicialmente será descrito um tubo de raios X.

A Figura 1 mostra o esquema de um tubo de raios X o qual é basicamente constituído de um invólucro de vidro, onde é mantido vácuo. A diferença de potencial (1) aplicada no cátodo (2) aquece-o, havendo liberação de elétrons, de modo que se forma uma nuvem eletrônica ao redor do filamento de tungstênio (3). A fonte de alta tensão (4) aplicada entre o ânodo (5) e o cátodo (2) é responsável pela aceleração dos elétrons (6) através do tubo, os quais, após atingirem altas velocidades, colidem com o alvo de tungstênio (7). Ao serem desacelerados, já dentro do alvo, os elétrons perdem parte da sua energia que é irradiada na forma de raios X. Normalmente o catodo e anodo são constituídos de materiais que apresente um alto número atômico, possibilitando uma maior eficiência na produção de raios X [1,8]. Esse material deve apresentar também características quanto a um rápido poder de dissipação térmica e alto ponto de fusão (3370 ° C) devido a grande quantidade de calor produzida durante o processo de emissão de raios X. A utilização de altas correntes elétricas diminui a vida útil do tubo, devido à produção excessiva de calor. Este inconveniente foi parcialmente eliminado pelo advento do ânodo giratório.

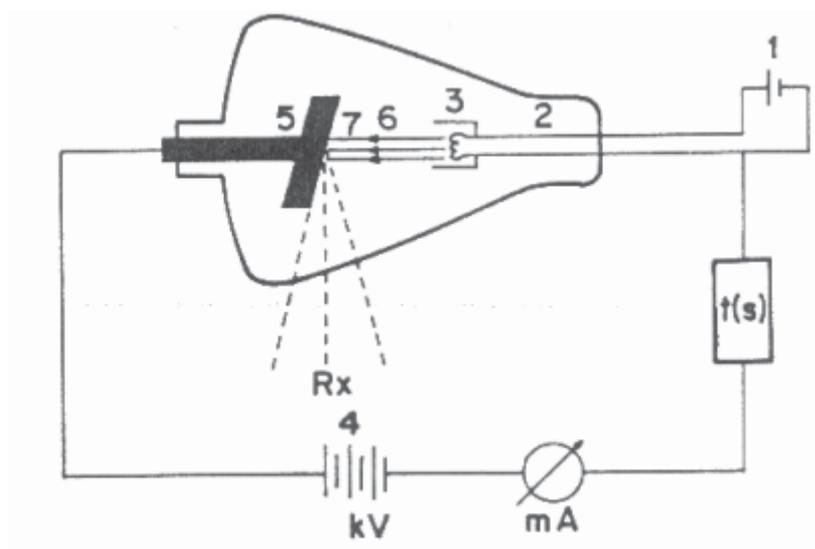


Figura 1 – Esquema simplificado de um tubo de raios X [1,8]

O tubo para diagnóstico, tem por finalidade a produção de imagens nítidas de um material qualquer, sendo importante obterem-se pontos focais de pequenas dimensões (em mamografia, os tubos de raios X apresentam pontos focais com dimensões entre 0,1 e 0,3 mm). Outro problema é que os objetos de interesse nem sempre são imóveis, o que dificulta a obtenção de nitidez na imagem. Para eliminar este inconveniente, um tubo para diagnóstico é projetado para trabalhar com alta corrente elétrica para que o tempo de exposição possa ser reduzido[1].

Para compreender a produção de raios X propriamente dita, é necessário conhecer os diversos tipos de interação entre os elétrons incidentes e os átomos do alvo. Basicamente, as interações podem ser divididas em quatro tipos distintos, esquematizados na Figura 2.

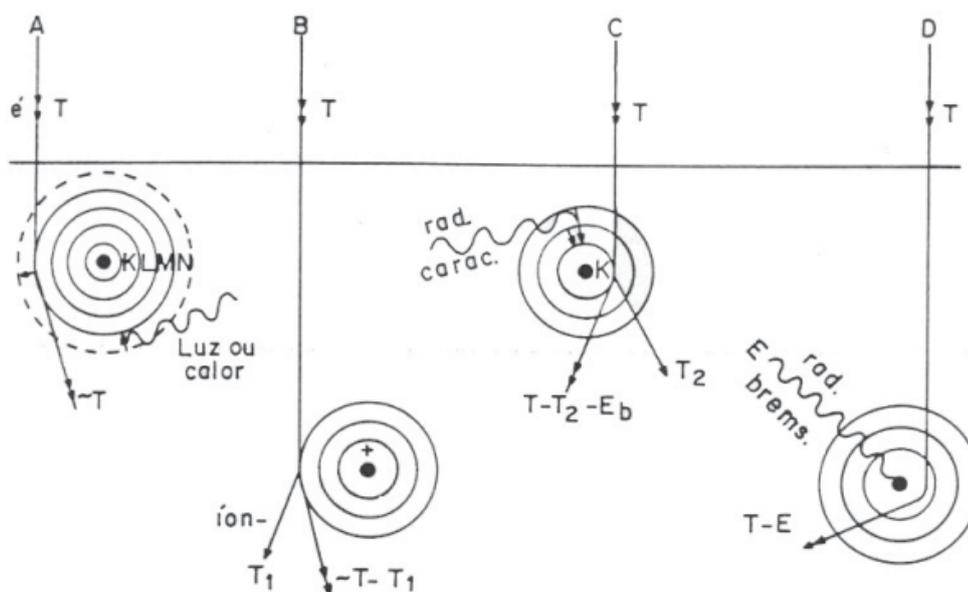


Figura 2 – Tipos de interação entre um elétron incidente sobre um material e seus átomos [1,8].

No caso A o elétron incidente colide com um dos elétrons de camadas mais externas do átomo, movendo-o para uma órbita óptica. Como a energia de ligação da camada original do elétron é da ordem de poucos elétron-volts, o elétron incidente sofre uma perda de energia desprezível, continuando seu movimento. O átomo, agora no estado excitado, retorna ao seu estado fundamental através da transição do elétron da órbita óptica para a original, ocorrendo emissão de luz visível (se o material for gasoso) ou, mais provavelmente, produção de calor (se o material for sólido) [1,8].

No caso B, o elétron incidente remove um dos elétrons mais externos do átomo, ionizando-o. Se a energia perdida pelo elétron incidente for da ordem de 100 eV, o elétron removido é conhecido como raio δ [1,8].

No caso C, o elétron incidente remove um dos elétrons das camadas mais internas do átomo, doando uma energia cinética T_2 . O elétron incidente é desviado de sua trajetória, perdendo energia $(T_2 + E_b)$, onde E_b é a energia de ligação da camada original do elétron removido. Elétrons de camadas mais externas preencherão a lacuna deixada, havendo emissão de radiação X característica K ou L, de acordo com a camada original do elétron removido [1,8].

No caso D, o elétron incide numa região muito próxima do núcleo do átomo, sofrendo, por isso, uma forte atração eletrostática. O elétron perde uma grande quantidade de energia ($E = h\nu$) que é emitida como bremsstrahlung (radiação de freamento) [1,8].

Um feixe de raios X apresenta-se na forma de um espectro em função da energia, cujo valor máximo é numericamente igual à quilovoltagem de pico (kVp), aplicada entre o ânodo e o cátodo do tubo. Analisando um espectro típico de raios X (Figura 3), vê-se que é possível dividi-lo em duas partes distintas: um espectro contínuo (bremsstrahlung) e um espectro de linhas bem definidas (característico) [1,8].

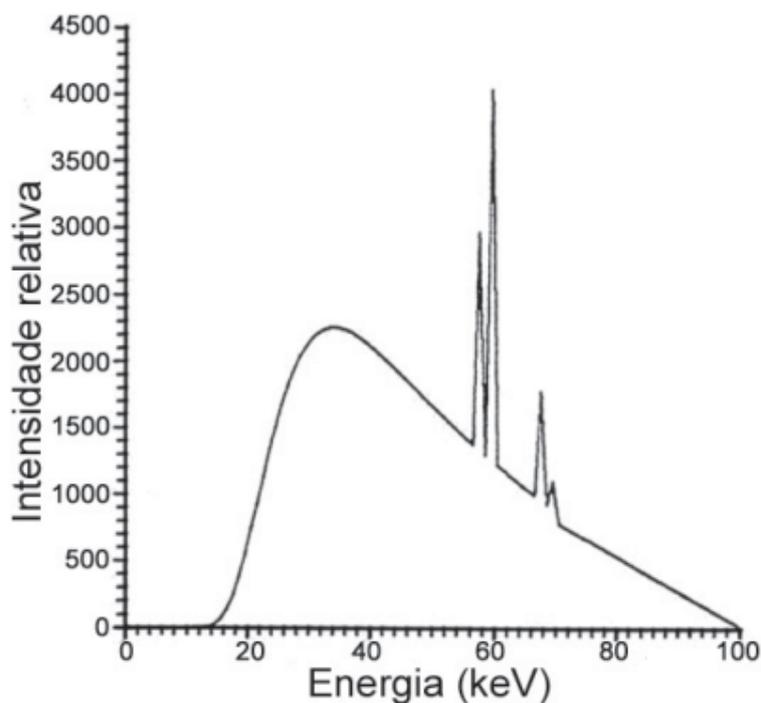


Figura 3 – Espectro de raios X gerados com 100 kVp, 2.0 mm Al e 17° de inclinação do ânodo de Tungstênio [1,8]

2.2 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

Há vários processos que caracterizam a interação da radiação X com a matéria. Esses processos dependem essencialmente da energia da radiação e do meio material que ela atravessa. Os fótons têm massa de repouso nula e não transportam carga elétrica, portanto produzem ionização somente indiretamente quando incidem sobre os átomos que constituem o material alvo. Quando os fótons de raios X interagem com a matéria ocorre transferência de energia através de uma variedade de processos, sendo o efeito fotoelétrico, o efeito Compton e a formação de pares os de maior relevância em medicina [1,9].

2.2.1 Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico representa a interação de um fóton (radiação X ou gama) com um átomo resultando na ejeção de um dos seus elétrons orbitais e o desaparecimento do fóton incidente [1,9]. O efeito fotoelétrico é caracterizado pela transferência total da energia da radiação ($h\nu$) a um único elétron na camada, que é ejetado com uma energia cinética T bem definida, eq. (1).

$$T = h\nu - E_b \quad (1)$$

Onde h é a constante de Planck, ν é a frequência da radiação e E_b é a energia de ligação do elétron na camada.

O efeito fotoelétrico é predominante para baixas energias e para elementos químicos de elevado número atômico Z . A probabilidade de ocorrência aumenta com $(Z)^4$ e decresce rapidamente com o aumento da energia. O efeito fotoelétrico é predominante para energias menores que 0,6 MeV para o chumbo e menores que 0,06 MeV para o alumínio. A Figura 4 ilustra uma interação do fóton com o átomo e representa o efeito fotoelétrico [1].

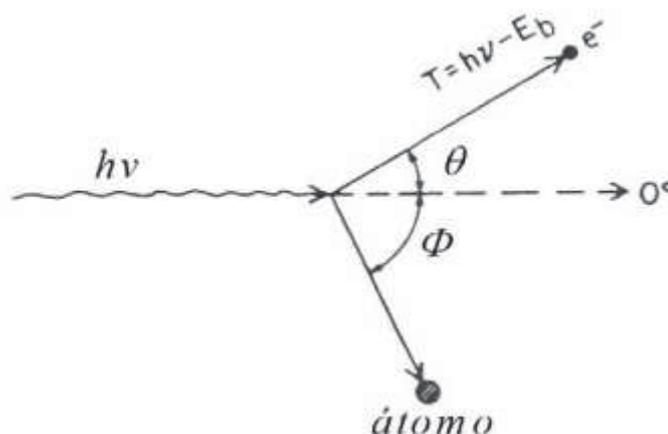


Figura 4 – Representação do efeito fotoelétrico $E=h\nu$ é a energia do fóton incidente, E_b a energia de ligação do elétron e T a energia do elétron ejetado do átomo [10].

2.2.2 Efeito Compton

No efeito Compton, um fóton de raios X incidente é espalhado por um elétron que possui um valor baixo de energia de ligação. Nessa interação, o elétron absorve parte da

energia da radiação incidente, é ejetado do átomo com certo valor de energia cinética e o fóton de raios X é desviado da trajetória inicial [1,9].

A probabilidade de ocorrência do espalhamento Compton aumenta quando o valor da energia de ligação do elétron é muito menor em relação ao valor da energia do fóton incidente. A Figura 5 ilustra uma interação do tipo Compton onde um fóton de raios X incidente, com energia inicial E_γ e energia final E_γ' , é desviado da trajetória resultando num elétron ejetado com energia cinética inicial E_c .

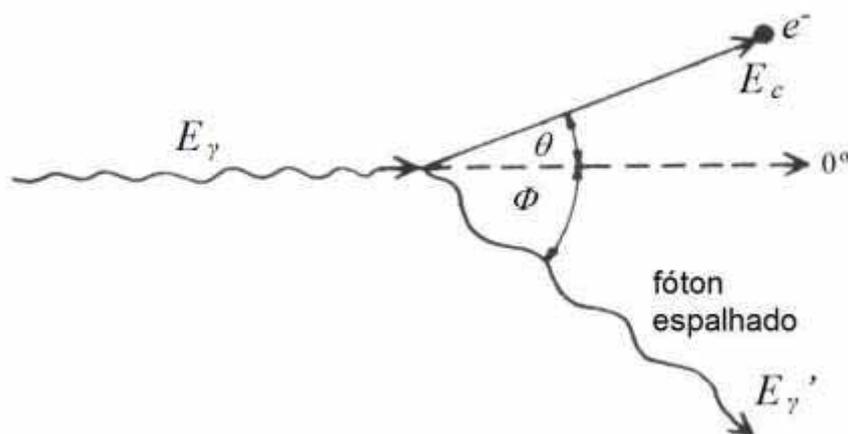
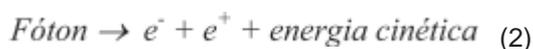


Figura 5 – Representação do efeito Compton [10]

2.2.3 Formação de Pares

Um das formas de absorção da radiação eletromagnética de alta energia é através da produção de pares do tipo elétron (e^-) – pósitron (e^+). A produção de pares ocorre quando fótons com energia superior a 1,022 MeV, passam nas proximidades do núcleo de átomos que possuem número atômico elevado [9,1]. Nesta interação, a radiação transforma-se num par elétron-pósitron, conforme a seguinte reação:



As duas partículas transferem suas energias cinéticas (T^+ e T^-) para o meio material através de interações conservativas. O mais provável é que o pósitron volte a se combinar com um elétron estacionário do meio dando origem a dois fótons, cada um com energia de 0,511 MeV. A Figura 6 ilustra uma interação do fóton com o núcleo atômico e representa uma interação tipo produção de pares.

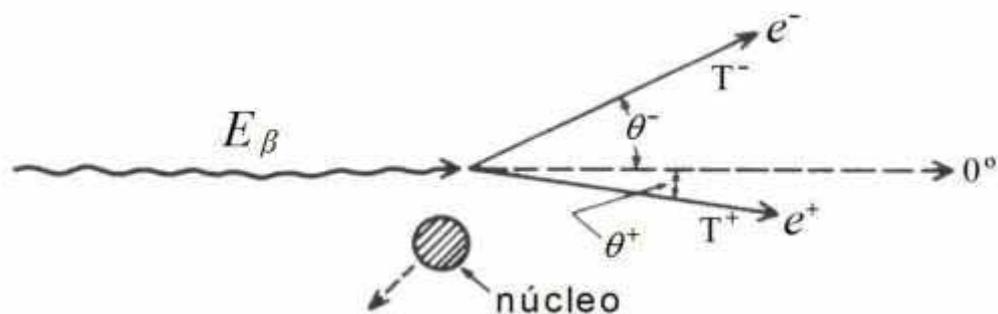


Figura 6 – Esquema de uma interação do tipo formação de pares [10].

2.3 FORMA DE ONDA

A forma de onda é uma característica que descreve a maneira pela qual a tensão varia com o tempo durante a produção de raios X. São comumente utilizadas diversas formas de onda de tensão, como a monofásica, a trifásica e a de potencial constante.

2.3.1. Forma de Onda Monofásica

No transformador de alta tensão monofásico, a tensão aplicada ao tubo de raios X varia constantemente durante o ciclo, assim como a quantidade e o espectro de energia dos raios X produzidos. Os circuitos retificadores de meia onda e de onda completa são utilizados nestes transformadores [11].

Três valores de tensão são associados à forma de onda monofásica, relacionados a um aspecto da produção de raios X. Em qualquer instante de tempo, a tensão possui um valor instantâneo (kVi), que determina a taxa de produção de raios X naquele instante. Durante cada ciclo, a tensão atinge um valor máximo ou de pico (kVp), selecionado pelo operador no painel de comando [11].

A tensão efetiva (kVe) reflete o fato da tensão variar com o tempo e não produzir sempre a mesma energia do valor de pico. Para uma tensão monofásica típica, o valor da tensão efetiva é 70,7% do valor da tensão de pico, como mostra a Figura 7 [11,12].

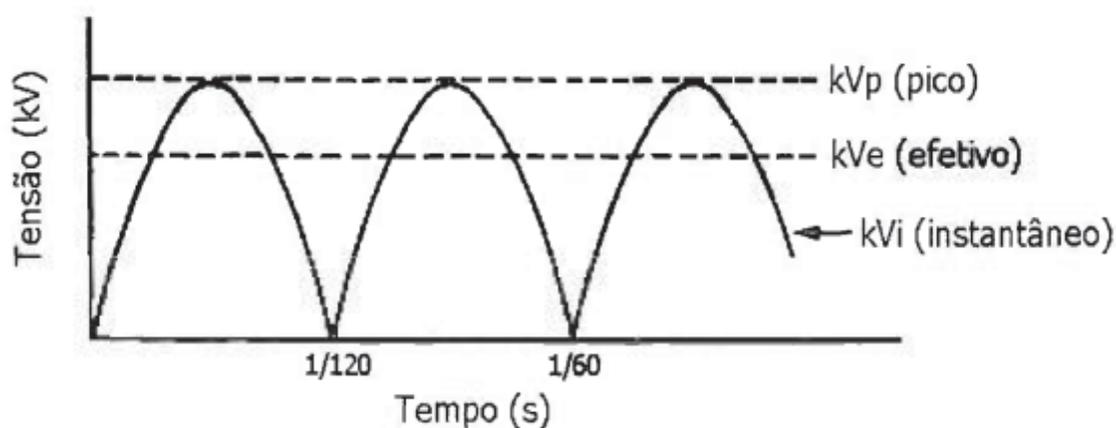


Figura 7 - Relação entre a tensão de pico, efetiva e seu valor instantâneo para um gerador monofásico [11,12].

A maior parte da exposição é produzida durante uma pequena parte do ciclo de voltagem, quando a tensão é próxima do valor de pico, como mostra a Figura 8, pois a eficiência da produção de raios X aumenta com o valor da tensão. Os fótons produzidos com uma tensão maior aplicada no tubo possuem energia média maior e são mais penetrantes. Além disso, a corrente varia com o tempo durante o ciclo de tensão, cujo efeito é a produção de raios X em uma série de pulsos, não havendo exposição significativa no período de tempo entre os pulsos. Em geral, o valor da corrente selecionada no painel de comando representa um valor médio durante todo o tempo de exposição [11].

2.3.2. Forma de Onda de Potencial Constante

Nos geradores de potencial constante, a tensão de pico, a tensão efetiva e a tensão instantânea possuem o mesmo valor. Nestes equipamentos são produzidos mais fótons com energia média ou efetiva maior do que aqueles produzidos nos geradores monofásicos, como mostra a Figura 8 [11].

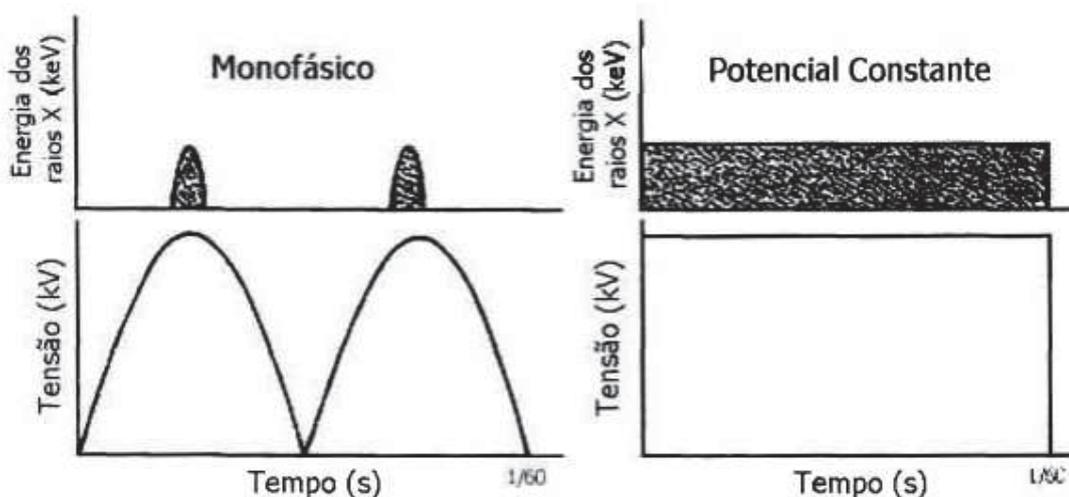


Figura 8 - Comparação da produção de raios X de geradores monofásicos e de potencial constante.

No gerador de potencial constante, a corrente não apresenta variação durante todo o tempo de exposição, ocorrendo a produção de uma certa quantidade de raios X em um tempo bem menor do que aquele que seria necessário utilizando um gerador monofásico [11].

2.3.3. Forma de Onda Trifásica

Com os geradores trifásicos, a tensão obtida é relativamente constante e o valor médio da corrente é maior, comparado com um gerador monofásico, aumentando-se a eficiência da produção de raios X. Neste tipo de gerador, a tensão é fornecida por três circuitos que estão fora de fase entre si, com uma defasagem de um terço de ciclo, permitindo que a tensão atinja o valor de pico três vezes durante o ciclo, como mostra a Figura 9 [11].

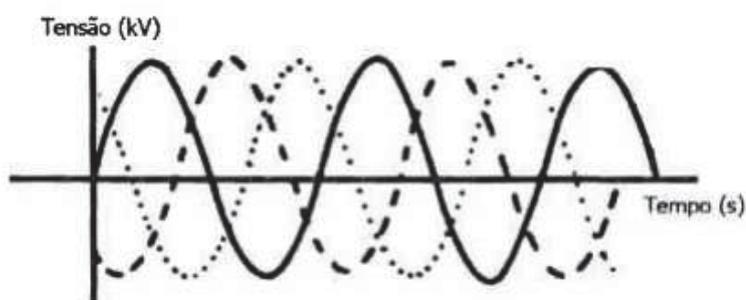


Figura 9 - Tensão alternada de um gerador trifásico.

O valor instantâneo da tensão permanece próximo do valor de pico durante todo o tempo de exposição, pois quando o valor da tensão começa a diminuir, inicia-se outra fase, elevando-se o valor da tensão. Esta variação periódica da tensão durante o ciclo é chamada de ripple e é expressa em percentagem. A ondulação percentual está relacionada com o sistema de retificação do aparelho. Dependendo do retificador utilizado, as formas de onda podem ter seis ou doze pulsos por ciclo, produzindo uma diminuição do ripple da tensão [11].

Na Figura 10 compara-se a ondulação percentual de três aparelhos: um monofásico com retificação completa de onda (100%), um trifásico com seis pulsos (13%) e um trifásico com doze pulsos (4%). A maior parte dos equipamentos de raios-X utilizados em radiodiagnóstico possui geradores trifásicos de seis ou doze pulsos.[11]

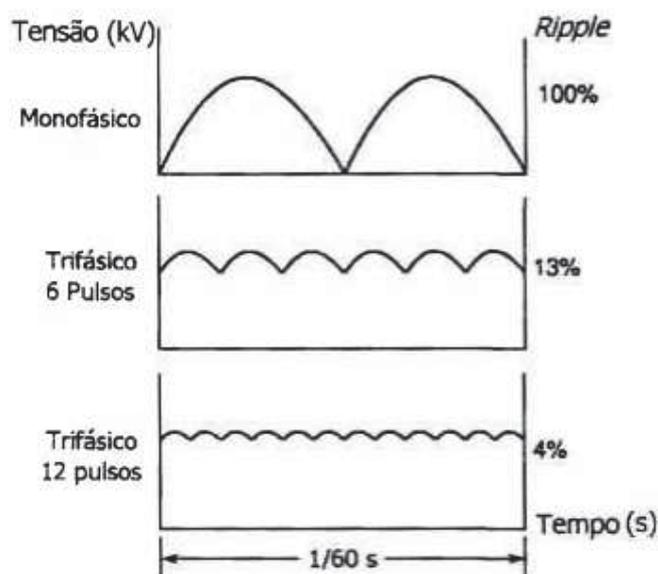


Figura 10 - Comparação do ripple para diferentes geradores de raios X: monofásico com retificação completa de onda, trifásico com seis e com doze pulsos.

2.4 FATORES QUE MODIFICAM AS CARACTERÍSTICAS DO ESPECTRO

O espectro de energia e o número de fótons de um feixe de raios X podem ser modificados por diversos parâmetros de ajuste do equipamento de raios X, que alteram a intensidade e a qualidade do feixe [11].

A intensidade de um feixe de raios X representa a quantidade de fótons produzidos e emitidos de um tubo de raios X. Está relacionada com a tensão, a corrente e a forma de onda da tensão pelo número de elétrons emitidos em direção ao anodo, com o material do alvo, com a espessura de material atenuador que o feixe atravessa e com a distância percorrida pelo feixe até o ponto de medição [11].

A qualidade do feixe depende de vários fatores: material do alvo do tubo, forma de onda da tensão, filtração do feixe, tensão de pico e camada semi-redutora (CSR), sendo que o material do alvo e a forma de onda da tensão são característicos do equipamento de raios X e não podem ser alterados pelo operador [11].

2.4.1 Tensão

A energia máxima dos fótons emitidos de um tubo de raios X é igual à energia cinética máxima dos elétrons que se chocam no alvo, determinada pela escolha da tensão de pico (kVp). Portanto, a qualidade do feixe de raios X produzido é diretamente proporcional à tensão de pico escolhida, pois quanto mais energética for a radiação, maior será a CSR necessária para reduzir a intensidade do feixe à metade [11].

A Figura 11 compara os espectros de raios X quando a tensão aumenta de 50 para 100 kVp, tornando o feixe mais penetrante, deslocando o pico de intensidade para uma energia maior e com o aparecimento das linhas características do tungstênio. Além disso, a quantidade de radiação produzida, representada pelas áreas sob as curvas dos espectros, aumenta aproximadamente com o quadrado da tensão [11].

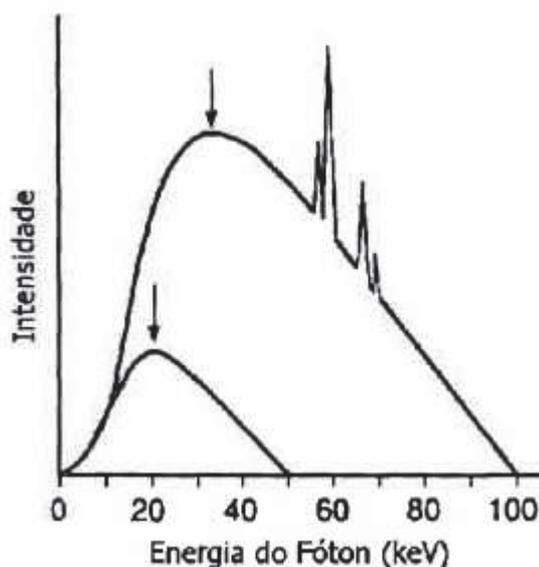


Figura 11- Efeitos do potencial aplicado e da corrente no espectro do feixe.

Dobrando a tensão, o pico de intensidade é deslocado para energias maiores, começa a produção de raios X característicos e quadruplica a intensidade total do feixe, aproximadamente.

2.4.2 Corrente

A produção de raios X é diretamente proporcional ao número de elétrons emitidos do filamento que colidem no alvo. Quanto maior a corrente no cátodo, maior é a quantidade de elétrons emitidos, aumentando-se a produção de raios X. O aumento da corrente não modifica a qualidade do feixe, embora ocorra uma ligeira variação do ripple da tensão com a corrente selecionada. A Figura 12 compara os espectros de um feixe de raios X de 100 kV com um determinado valor de corrente com um feixe produzido com o dobro do valor de corrente, produzindo um espectro com o dobro da intensidade do feixe inicial [11].

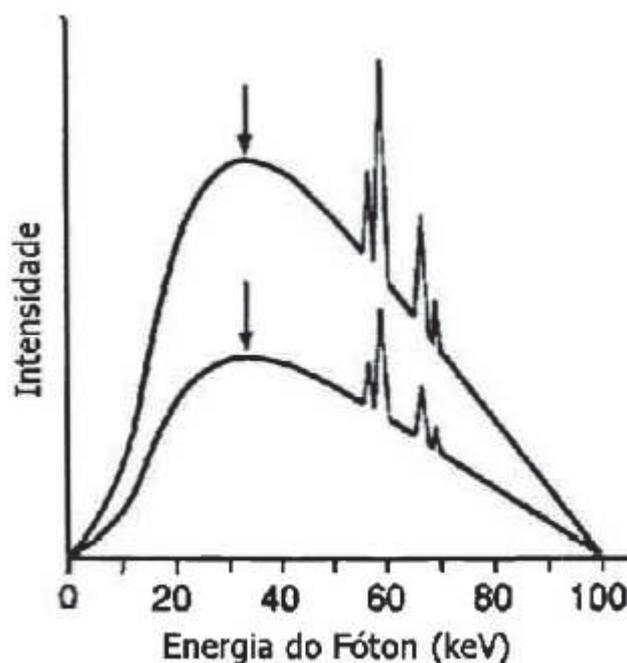


Figura 12: Efeitos do potencial aplicado e da corrente no espectro do feixe.

Dobrando a corrente, dobra a intensidade total do feixe.

2.4.3 Material do Alvo

Para uma certa tensão e uma certa corrente aplicadas ao tubo de raios X, a quantidade de raios X produzidos é proporcional ao número atômico do material do alvo, embora o pico de intensidade do espectro corresponda sempre à mesma energia, determinado pela tensão escolhida. Os espectros característicos são próprios de cada material. Quanto maior for o número atômico do material do alvo, maior será a energia dos raios X característicos [11].

2.4.4 Forma de Onda da Tensão

Para uma mesma tensão aplicada, um tubo ligado a um gerador trifásico produzirá uma quantidade maior de raios X do que um tubo ligado a um gerador monofásico, devido ao ripple menor da tensão. Além disso, a energia efetiva do feixe produzido em um gerador trifásico é maior, pois a tensão permanece com valores maiores durante toda a exposição. Portanto a qualidade e a intensidade do feixe são proporcionais à forma de onda da tensão [11].

2.4.5 Filtros

Filtração é o processo de aumento de fótons úteis para imagem, e diminuição dos fótons que aumentam dose no paciente e diminuem contraste da imagem. Os feixes de raios x para diagnóstico são compostos por fótons de um amplo espectro de energia, isto é, são policromáticos. A energia média é de um terço a metade da quilovoltagem de pico (kVp) [13].

Aumentando-se a filtração, aumenta-se a energia efetiva do feixe ou sua camada semi-redutora, pois os fótons de energia baixa são removidos e é provocada, também, uma diminuição da intensidade do feixe de raios X. Quanto maior for a heterogeneidade do feixe, maior será a diferença da segunda CSR em relação à primeira CSR, que atenuou fótons de energia menor. A razão entre as duas camadas semi-redutoras é chamada de coeficiente de homogeneidade do feixe [11].

Quando a radiação policromática atravessa o material atenuador, grande parte dos fótons de baixa energia, são absorvidos pelos primeiros centímetros do material, e apenas os fótons com capacidade de penetração maior (alta energia) atravessam o material. O espectro de raios-X após essa interação apresentará uma intensidade menor e energia efetiva maior, conforme ilustra a figura 13.

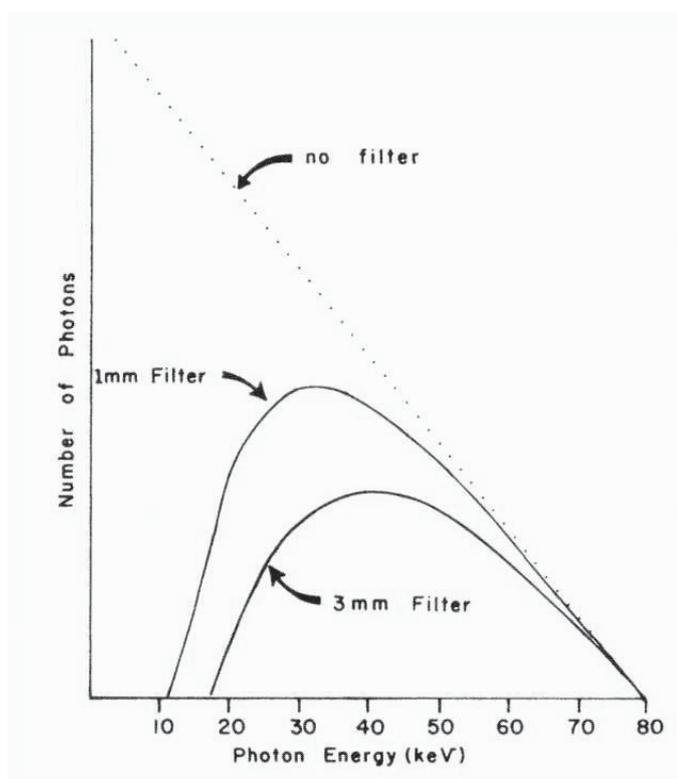


Figura 13: Espectros de raios x sem filtração, filtração de 1mm de alumínio, e 3 mm de alumínio respectivamente.

Nesta pesquisa foi estimada a kVp a partir da resposta da exposição ao utilizar combinações de distintas espessuras de filtros.

2.4.6 Distância

O feixe de raios X proveniente do ponto focal do tubo é divergente, sendo que sua intensidade diminui com o inverso do quadrado da distância. Portanto, a distância entre o tubo de raios X e o ponto de medição não influenciam a qualidade do feixe de raios X, mas somente sua intensidade, exceto porém, para feixes de energias baixas que sofrem uma grande atenuação pelo ar, modificando seu espectro [11].

2.5 QUALIDADE DOS FEIXES DE RAIOS X

A qualidade de um feixe de raios-X é a medida do poder de penetração em um material, sendo expressa em termos da camada semi-redutora (CSR) ou de sua energia efetiva. Outras formas de se especificar a qualidade de um feixe é pela determinação do coeficiente de homogeneidade, da energia equivalente efetiva e pela distribuição espectral das energias dos fótons do feixe de raios X [11].

2.5.1 Camada Semi-Redutora

A camada semi-redutora (CSR) é definida como sendo a espessura necessária de um material absorvedor para atenuar a intensidade de um feixe à metade de seu valor inicial. Nesta definição, a contribuição da radiação espalhada não é considerada, devendo-se utilizar feixes estreitos para a medida da camada semi-redutora [11].

O feixe de raios X, ao atravessar um material, sofre uma atenuação de sua intensidade, pois parte de sua energia inicial é absorvida e/ou espalhada pelo material. Variando-se a espessura de um material absorvedor colocado na saída do feixe de raios X, são obtidas medidas diferentes da intensidade do feixe, cujos valores podem ser representados graficamente para a determinação da CSR.

A intensidade (I) de um feixe de raios X, após passar por uma espessura (x) de material absorvedor é dada por:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

onde:

I_0 é a intensidade do feixe incidente;

μ é o coeficiente de atenuação linear do material absorvedor.

2.5.2. Energia Efetiva

Os feixes de raios X utilizados em radiologia possuem um espectro heterogêneo de energia, sendo que a taxa de penetração em um material é diferente para cada energia de fóton. Ao se determinar a taxa de atenuação do feixe, pode-se fazer uma comparação entre os espectros do feixe heterogêneo com um feixe monoenergético, obtendo-se uma energia efetiva que seja equivalente entre eles. Portanto, a energia efetiva é definida como sendo a energia de um feixe monoenergético que possui a mesma camada semi-redutora de um feixe heterogêneo [11,14].

Com o valor da camada semi-redutora do feixe de raios X, pode-se determinar o coeficiente de atenuação do material absorvedor e, em tabelas padrões de coeficientes de atenuação verifica-se a energia efetiva correspondente do feixe de raios X.

2.6 ATENUAÇÃO

Atenuação é a redução na intensidade de um feixe de raios x quando este passa através de um material, podendo sofrer absorção ou reflexão dos fótons deste feixe. A atenuação pode ser mensurada quando há uma mudança na intensidade dos raios x, ou seja, uma mudança de quantidade e qualidade (energia) dos fótons.

2.6.1 Coeficientes de Atenuação

Um coeficiente de atenuação é uma medida da quantidade de radiação atenuada, por uma espessura de absorvedor. Existem quatro coeficientes de atenuação, mas apenas dois são importantes para a radiologia diagnóstica, o coeficiente de atenuação linear e o coeficiente de atenuação de massa.

O coeficiente de atenuação linear é uma medida quantitativa de atenuação por centímetro de absorvedor, que expõe quanto de atenuação deve-se esperar de uma certa espessura de material ou tecido.

Já o coeficiente de atenuação de massa, é usado para quantificar a atenuação de materiais independentemente de seu estado físico. É obtido dividindo o coeficiente linear pela densidade do material absorvedor.

2.6.2 Fatores que afetam a atenuação

Quatro fatores determinam os graus de atenuação de um feixe de raios x quando este passa através da matéria. Um envolve a natureza da radiação, e três envolvem a composição da matéria. Aumentando a energia da radiação, aumenta o número de fótons transmitidos através do material (e diminui a atenuação), enquanto o aumento da densidade, número atômico e elétrons por grama de absorvedor diminui o número de fótons transmitidos (aumentando a atenuação).

É possível traçar algumas relações pertinentes com relação a esses quatro fatores. Geralmente elementos com alto número atômico são mais densos e possuem menos elétrons por grama que os elementos de baixo número atômico, obviamente com algumas exceções.

A relação da energia com o número atômico, determina a porcentagem de cada tipo básico de interação. Com o aumento da energia da radiação, o percentual de reações fotoelétricas diminuem mas aliada com o aumento do número atômico do absorvedor, a porcentagem de reações fotoelétricas aumenta devido a necessidade de maior energia para tirar elétrons das camadas mais internas que favorece a atenuação. O aumento apenas da energia faz com que acabe predominando o espalhamento Compton e isoladamente o aumento do número atômico do absorvedor faz com que haja predominância do efeito fotoelétrico [13].

O coeficiente linear é a soma das contribuições do espalhamento coerente, espalhamento Compton e reação fotoelétrica.

2.7 CÂMARA DE IONIZAÇÃO

A interação da radiação com a matéria é responsável por viabilizar a detecção da radiação ionizante. Esta, forma íons que na presença de diferença de potencial sofrem

aceleração. Assim é teoricamente possível converter a energia da radiação em um pulso elétrico e é isto o que se faz nos detectores por coleção de íons.

Teoricamente um detector a gás poderia trabalhar com características de operação diferentes, mas são necessárias adaptações de acordo com o propósito de utilização do medidor, pois há fatores, como geometria, pressão do gás, tipo de radiação a ser medida, entre outros que influem no funcionamento do detector.

Os detectores a gás são constituídos por um volume gasoso onde ficam inseridos em eletrodos, os quais são mantidos a uma diferença de potencial. Neste volume são formados os pares de íons, quando há passagem da radiação ionizante. Os pares formados são acelerados em direção aos eletrodos devido ao campo elétrico que é formado no interior da câmara, pela diferença de potencial. Os elétrons dirigem-se ao ânodo e os íons positivos ao cátodo, resultando na passagem de corrente elétrica de pequena intensidade. Um eletrômetro, é acoplado ao circuito, e fica responsável pela d.d.p. e o fornecimento dos valores de medida nas grandezas desejadas.

De um modo geral, a resposta ao detector (amplitude do pulso de corrente elétrica resultante) para uma mesma forma e energia de radiação, varia com a d.d.p. entre os eletrodos, o que permite trabalhar, de acordo com a d.d.p. como se fossem detectores distintos.

Quando opera como câmara de ionização, todos os íons formados são coletados pelos elétrons independentemente da d.d.p.. O pulso elétrico formado tem amplitude proporcional à energia da radiação incidente, no entanto, sua pequena amplitude o torna suscetível aos ruídos eletrônicos, impedindo a discriminação de energia. Sua melhor utilização é para medir taxas de exposição, isto é, a quantidade de carga por unidade de massa produzida no ar, a qual é proporcional à corrente elétrica medida pelo eletrômetro.

Neste estudo foi utilizado uma câmara de ionização do tipo dedal para estimar exposições obtidas sob distintas espessuras de materiais atenuadores (filtros de Cu).

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 MATERIAIS

- ✓ Equipamento fabricado pela Phillips, modelo Super 80 CP com gerador de tensão em alta frequência, foco 0,6/1,2mm, tensão máxima de 150kVp e miliamperagem máxima em 800mA.
- ✓ Equipamento de raios-X fabricado pela GE, modelo VMX Plus, série 8194YY3, com gerador de tensão monofásico, Tensão máxima de 125kVp, miliamperagem máxima 125mA
- ✓ Equipamento de raios X fabricado pela Siemens, modelo Multix-B, série 8440026X1122 com gerador de tensão trifásica de 12 pulsos, foco 1,2/2,0mm, tensão máxima 125kVp e miliamperagem máxima de 500mA
- ✓ Câmara de ionização tipo dedal modelo 10x5-6, Radical Corporation
- ✓ Eletrômetro *Radiation Monitor Controller* modelo 9015, Radical Corporation
- ✓ Filtros de Cu com dimensão (100x100)mm e espessuras de (0,3, 0,8)mm
- ✓ Medidor de kVp, UNFORS
- ✓ Suporte de acrílico
- ✓ Placas de Al

3.2 METODOLOGIA

As medidas da kVp são procedimentos rotineiros em testes de (CQ) [17]. Neste estudo propomos a estimativa da kVp de maneira segura, confiável e prática, utilizando câmara de ionização e distintos atenuadores (placas de Cu) para medidas relativas de exposição.

A metodologia empregada consistiu na utilização de placas de cobre (Cu) com dimensões 100mm x 100mm e espessuras de (0,3, 0,8)mm. O cobre foi utilizado por ser um material amplamente utilizado como filtro em medidores digitais de *quilovoltagem de pico* (kVp), pois apresenta a vantagem de ser facilmente encontrado no mercado em um alto grau de pureza (99,99%) [6].

As placas de Cu foram utilizadas a fim de uma primeira avaliação do comportamento das razões de exposição em função da tensão dos equipamentos avaliados. Estes fatores foram calculados através das exposições estimadas sob cada combinação de filtros, conforme ilustra a figura 14. A figura 14 apresenta o arranjo experimental utilizado nesta pesquisa, onde pode-se observar o tubo de raios X (a) posicionado sobre as placas de Cu (b). Essas são arranjadas sobre um suporte de acrílico (c), com espaçamento para comportar a câmara de ionização (d) sob as combinações de espessuras das placas em estudo. Esse procedimento foi realizado para em avaliação posterior de resultado da exposição (mR) transmitida através das placas de Cu.

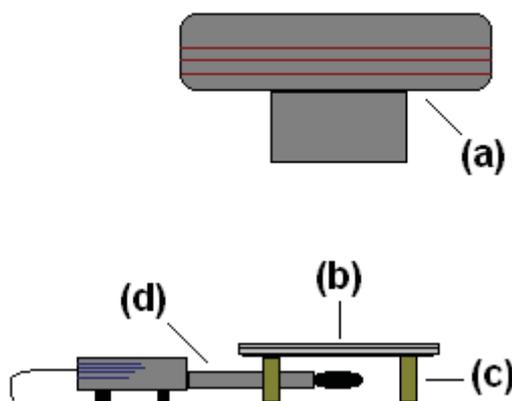


Figura 14: Arranjo experimental da avaliação da razão de exposição obtidas em função da tensão do equipamento de raios X avaliado.

Esse procedimento proporcionou a relação da razão de exposições (RE) entre duas espessuras distintas de Cu (0,8/0,3) em função da CSR para os três equipamentos avaliados, (monofásico, trifásico e de alta frequência) considerados em perfeitas condições de uso [17]. A figura 15 A ilustra a resposta desta avaliação realizada nos equipamentos em estudo. A

seguir foi relacionada as CSRs em função das kVps reais (obtidas com a utilização de um medidor de kVp, para exposição direta). O resultado desse procedimento é apresentado na figura 15 B. A figura 15 (A-B) caracteriza a metodologia padrão para estimar a kVp, utilizando a RE em qualquer outro equipamento de raios X convencional.

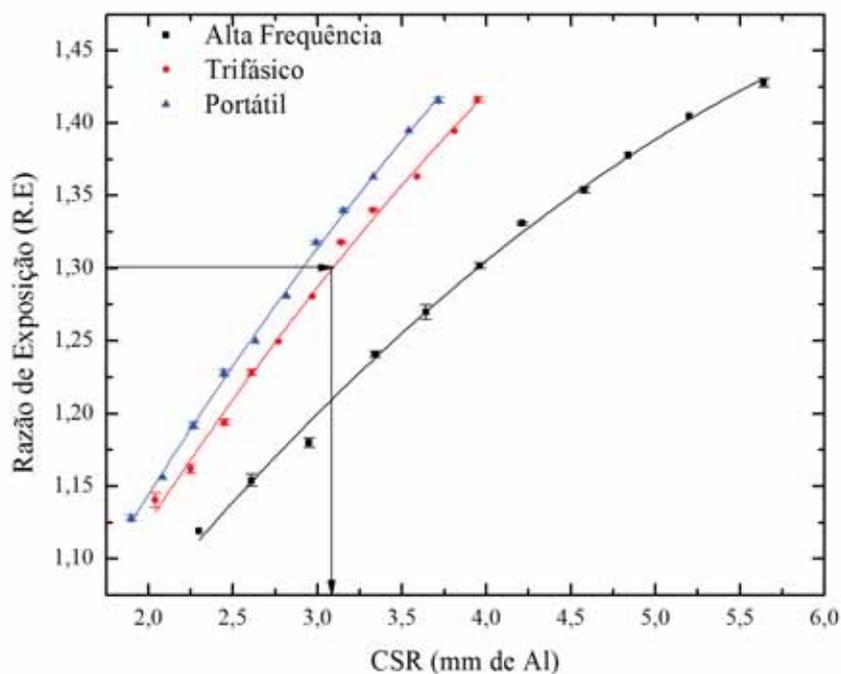


Figura 15 A: Relação da razão de exposição obtida para os equipamentos de raios x monofásico (portátil), Trifásico-12 pulsos e Alta Frequência.

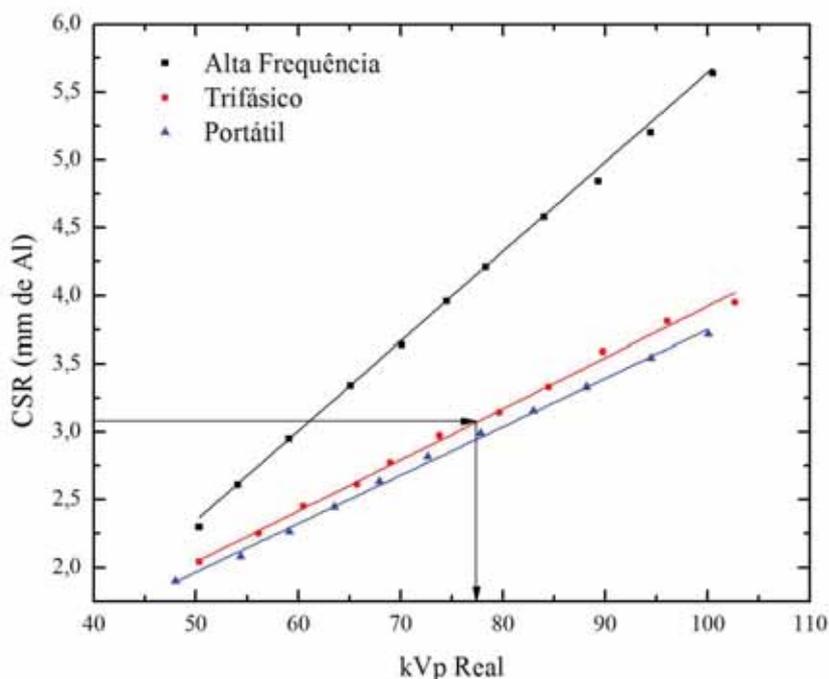


Figura 15 B: Relação da CSR com as kVps reais para os equipamentos de raios x monofásico (portátil), Trifásico-12 pulsos e Alta Frequência.

A determinação da kVp em qualquer outro equipamento de raios X convencional foi obtida, a partir de medidas do RE para uma determinada kVp de escolha. Com o valor do RE para o novo equipamento pode-se determinar a CSR, conforme indica a figura 15 A. Utilizando o valor da CSR determinada anteriormente, é possível estimar ao valor da kVp, conforme ilustra a figura 15 B [19,20].

Para certificar-se da confiabilidade do método, cada valor de kVp, determinada para um novo equipamento avaliado, foi comparada com valores de kVp reais, obtidos por medidas diretas utilizando o medidor de kVp devidamente calibrado.

A reprodutibilidade do método também foi assegurada ao comparar o valor da kVp, pelo método proposto neste estudo, entre distintos equipamentos de raios X que apresentam a mesma forma de onda. A comparação entre os equipamentos foi realizada adotando o método de Pearson [22].

A razão de exposição foi determinada utilizando as combinações de filtros de Cu com as seguintes espessuras: (0,8/0,3) mm. Nesse procedimento, foram mantidas constantes a distância Fonte Detector (DFD) em 100 cm, o tamanho do campo de radiação em 100 mm x 100 mm e a miliamperagem x Segundos (mAs=20). A escolha pelo melhor resultado foi determinada a partir dos resultados, apresentados no capítulo a seguir, baseando-se em trabalhos anteriores [6,18].

A tensão aplicada ao tubo de raios X foi variada de (50-100)kVp para o equipamento de raios X monofásico, (50-100)kVp para o equipamento de raios X trifásico e (50-100)kVp para o equipamento de raios X com gerador de alta frequência em intervalos iguais a 5 kVp.

A metodologia empregada, para determinação da CSR, consistiu na utilização de placas de alumínio liga 1100, [17]. Foram mantidas constantes a DFD em 100cm, o tamanho de campo de 10 cm x 10 cm, corrente x tempo de exposição (10mAs), para a qual foi utilizado tempo de exposição de 50ms. As placas de alumínio foram posicionadas a meia altura do tubo de raios X.

O tempo de exposição (50 ms) utilizado nesta pesquisa foi selecionado, com o cuidado para que não houvesse falha da lei da reciprocidade [21].

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

A tabela 1, 2 e 3 apresentam a comparação entre os valores de kVp, utilizando o método proposto (UMP) e obtidos por medidas diretas (MD), utilizando o medidor de kVp, com seus respectivos desvios padrão (DV), e variações entre os métodos avaliados (VMA), para equipamentos Monofásico, Trifásicos-12 pulsos e Alta frequência respectivamente.

Tabela1: Comparação entre os valores de kVp, utilizando o método proposto (UMP) e obtidos por medidas diretas (MD), utilizando o medidor de kVp, com seus respectivos desvio padrão (DP), e variações entre os métodos avaliados (VMA), para o equipamento Monofásico (Portátil).

| Equipamento Monofásico | | | | |
|---------------------------|-------|--------|-------|--------|
| kVp-UMP | DP(%) | kVp-MD | DP(%) | VMA(%) |
| 46,96 | 1,79 | 47,90 | 0,63 | 1,96 |
| 53,03 | 0,18 | 53,50 | 0,11 | 0,88 |
| 58,34 | 0,54 | 57,90 | 0,10 | 0,77 |
| 64,21 | 0,30 | 64,30 | 0,23 | 0,13 |
| 69,73 | 0,14 | 67,80 | 0,22 | 2,85 |
| 75,38 | 0,24 | 73,80 | 0,28 | 2,13 |
| 80,89 | 0,86 | 78,90 | 0,13 | 2,52 |
| 85,58 | 0,00 | 83,80 | 0,18 | 2,12 |
| 90,45 | 0,12 | 88,10 | 0,07 | 2,67 |
| 94,75 | 0,37 | 94,00 | 0,13 | 0,80 |
| 99,04 | 0,00 | 99,40 | 0,12 | 0,36 |

Tabela 2: Comparação entre os valores de kVp, utilizando o método proposto (UMP) e obtidos por medidas diretas (MD), utilizando o medidor de kVp, com seus respectivos desvio padrão (DP), e variações entre os métodos avaliados (VMA), para o equipamento de Trifásicos-12 pulsos.

| Equipamento Trifásico | | | | |
|-----------------------|-------|--------|-------|--------|
| kVp-UMP | DP(%) | kVp-MD | DP(%) | VMA(%) |
| 53,25 | 0,16 | 50,80 | 0,63 | 4,82 |
| 56,96 | 0,71 | 56,20 | 0,18 | 1,35 |
| 61,62 | 0,40 | 60,80 | 0,25 | 1,36 |
| 67,33 | 0,06 | 65,90 | 0,00 | 2,17 |
| 70,78 | 0,10 | 69,40 | 0,14 | 1,99 |
| 76,60 | 0,23 | 74,80 | 0,13 | 2,41 |
| 81,89 | 0,05 | 80,80 | 0,26 | 1,35 |
| 86,20 | 0,18 | 85,20 | 0,31 | 1,17 |
| 91,29 | 0,02 | 90,30 | 0,23 | 1,10 |
| 96,87 | 0,05 | 96,90 | 0,24 | 0,03 |
| 102,20 | 0,09 | 101,20 | 0,15 | 0,99 |

Tabela 3: Comparação entre os valores de kVp, utilizando o método proposto (UMP) e obtidos por medidas diretas (MD), utilizando o medidor de kVp, com seus respectivos desvio padrão (DV), e variações entre os métodos avaliados (VMA), para equipamento de Alta frequência respectivamente.

| Equipamento Alta Frequência | | | | |
|-----------------------------|-------|--------|-------|--------|
| kVp-UMP | DV(%) | kVp-MD | DV(%) | VMA(%) |
| 50,25 | 1,30 | 50,20 | 0,24 | 0,11 |
| 53,97 | 0,39 | 53,90 | 0,15 | 0,14 |
| 57,64 | 0,46 | 58,90 | 0,10 | 2,13 |
| 65,80 | 0,22 | 65,00 | 0,18 | 1,23 |
| 69,97 | 0,96 | 70,10 | 0,16 | 0,18 |
| 74,94 | 0,33 | 74,50 | 0,11 | 0,59 |
| 79,84 | 0,22 | 78,20 | 0,06 | 2,10 |
| 83,97 | 0,59 | 83,90 | 0,07 | 0,09 |
| 88,70 | 0,13 | 88,30 | 0,00 | 0,45 |
| 94,33 | 0,14 | 94,50 | 0,02 | 0,18 |
| 99,97 | 0,89 | 100,50 | 0,02 | 0,53 |

A reprodutibilidade do método também foi assegurada ao comparar o valor da kVp, pelo MP, entre os distintos equipamentos de raios X que apresentam a mesma forma de onda. Nesse procedimento foi adotado como padrão o equipamento onde foram retirados os dados para caracterização da metodologia e equipamento teste um outro equipamento de raios X com a mesma forma de onda. As figuras 16 e 18 apresentam, os resultados preliminares de Razão de Exposição (RE) em função da kVp, para determinação da kVp UMP, entre equipamentos monofásicos e trifásicos, respectivamente. As figuras 17 e 19, apresentam a apreciação da comparação entre os equipamentos monofásicos e trifásicos, respectivamente, utilizando o teste de Pearson.

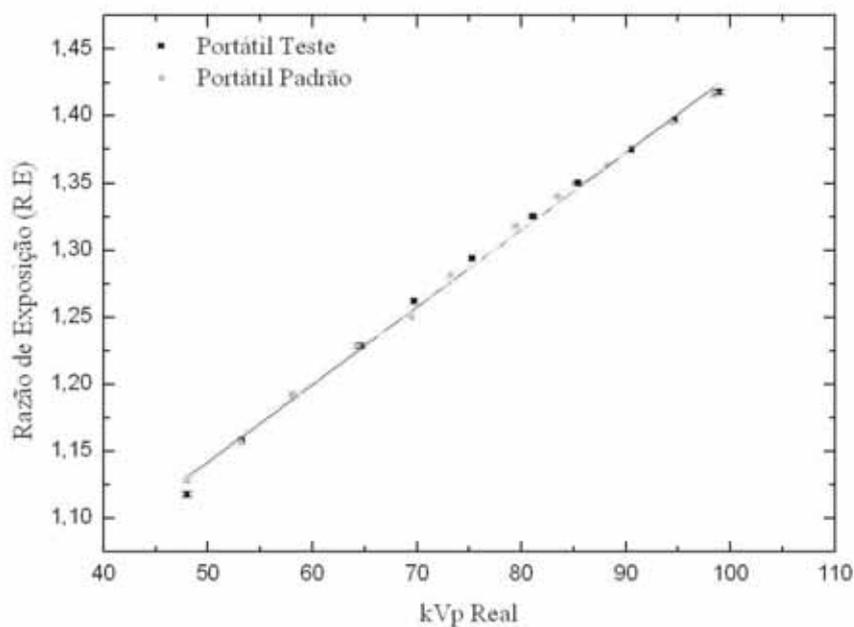


Figura 16: Razão de Exposição (RE) em função da kVp, entre equipamentos monofásicos.

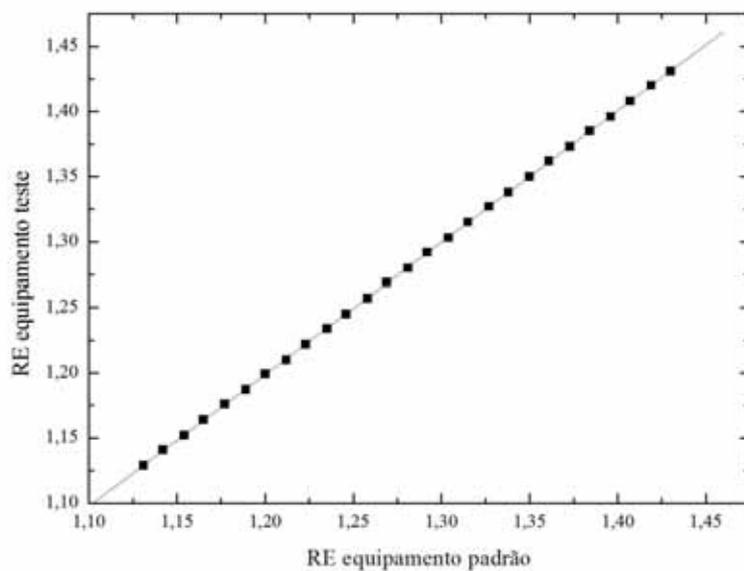


Figura 17 : Aplicação do teste de Pearson ($R=0,99999$), na apreciação da comparação entre os equipamentos monofásicos.

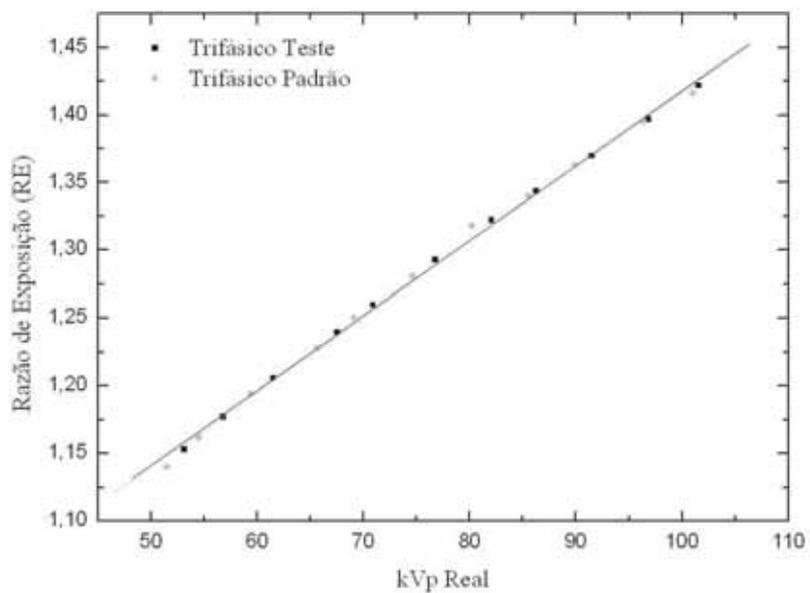


Figura 18: Razão de Exposição (RE) em função da kVp, entre equipamentos trifásicos.

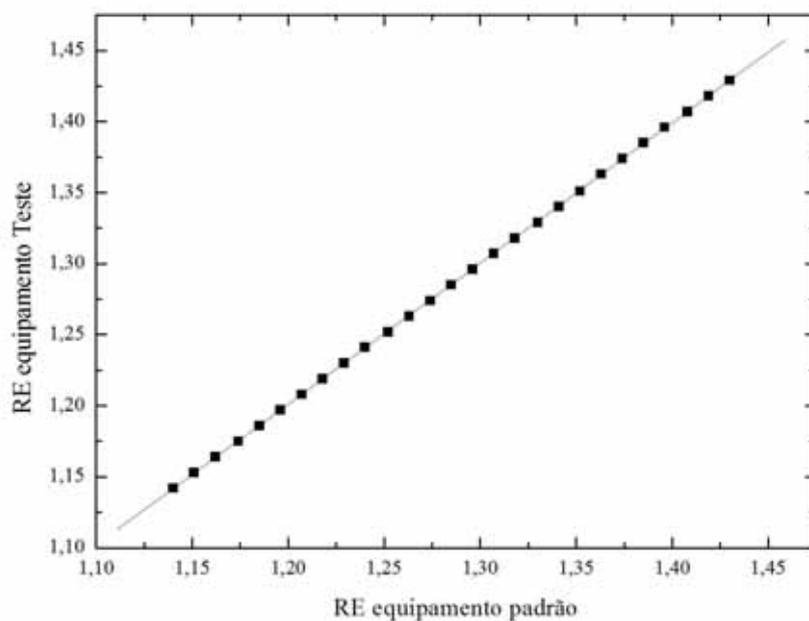


Figura 19 : Aplicação do teste de Pearson ($R=0,99999$), na apreciação da comparação entre os equipamentos trifásicos.

A tabela 4 e 5 apresenta a reprodutibilidade do método de estimativa da kVp entre 2 equipamentos com a mesma forma de onda. Esta tabela apresenta a comparação entre os valores de kVp, utilizando o método proposto (UMP), obtido no equipamento padrão (UMP-P) e obtidos no equipamento teste (UMP-T), com seus respectivos desvio padrão (DV), e variações entre os equipamentos avaliados (VEA). Esse procedimento foi realizado para o equipamento monofásico e trifásico-12 pulsos. Esse procedimento não foi realizado no equipamento de alta frequência, por não dispormos de um equipamento teste com a mesma forma de onda.

Tabela 4: Reprodutibilidade entre os valores de kVp, utilizando o método proposto (UMP), obtido no equipamento padrão (UMP-P) e obtidos no equipamento teste (UMP-T), com seus respectivos desvio padrão (DV), e variações entre os equipamentos Monofásicos (Portáteis).

| Equipamento Portátil | | | | |
|----------------------|-------|-----------|-------|--------|
| kVp-UMP-P | DV(%) | kVp-UMP-T | DV(%) | VEA(%) |
| 48,47 | 0,31 | 46,96 | 1,79 | 3,10 |
| 52,67 | 0,45 | 53,03 | 0,18 | 0,68 |
| 58,34 | 0,54 | 58,34 | 0,54 | 0,00 |
| 64,16 | 0,26 | 64,21 | 0,30 | 0,09 |
| 67,82 | 0,25 | 69,73 | 0,14 | 2,83 |
| 73,11 | 0,48 | 75,38 | 0,24 | 3,10 |
| 79,67 | 0,45 | 80,89 | 0,86 | 1,52 |
| 83,72 | 0,22 | 85,58 | 0,00 | 2,22 |
| 88,06 | 0,44 | 90,45 | 0,12 | 2,71 |
| 94,34 | 0,43 | 94,75 | 0,37 | 0,43 |
| 98,63 | 0,19 | 99,04 | 0,00 | 0,42 |

Tabela 5: Reprodutibilidade entre os valores de kVp, utilizando o método proposto (UMP), obtido no equipamento padrão (UMP-P) e obtidos no equipamento teste (UMP-T), com seus respectivos desvio padrão (DV), e variações entre os equipamentos Trifásico.

| Equipamento Trifásico | | | | |
|-----------------------|-------|-----------|-------|--------|
| kVp-UMP-P | DV(%) | kVp-UMP-T | DV(%) | VEA(%) |
| 51,24 | 1,65 | 53,25 | 0,16 | 3,93 |
| 54,53 | 0,92 | 56,96 | 0,71 | 4,45 |
| 59,62 | 0,65 | 61,62 | 0,40 | 3,36 |
| 65,32 | 0,64 | 67,33 | 0,06 | 3,08 |
| 68,96 | 0,03 | 70,78 | 0,10 | 2,63 |
| 74,38 | 0,10 | 76,60 | 0,23 | 2,99 |
| 81,17 | 0,20 | 81,89 | 0,05 | 0,88 |
| 85,23 | 0,54 | 86,20 | 0,18 | 1,14 |
| 89,98 | 0,13 | 91,29 | 0,02 | 1,46 |
| 96,43 | 0,06 | 96,87 | 0,05 | 0,46 |
| 101,08 | 0,37 | 102,20 | 0,09 | 1,11 |

CAPÍTULO 5

DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

A escolha pelo material, Cu, se deve ao fato de que no processo de atenuação da radiação com a matéria apresenta uma boa transmissão, com a escolha de espessuras determinadas nesta pesquisa. Os resultados mostraram que para a faixa de tensões de raios X convencional o material escolhido, e espessuras determinadas, os resultados são satisfatórios, apresentado o maior desvio padrão em torno de 2%, para o equipamento monofásico, devido a forma de onda do equipamento, que é responsável por um feixe menos homogêneo quando comparado com os demais estudados nesta pesquisa.

Ao avaliarmos a confiabilidade da medida de kVp UMP em comparação com valores de medidores de tensões de exposição direta (tabela 1-3), a maior variação encontrada foi em torno de 2,8%. 4,8% e 2,1% respectivamente para os equipamentos monofásicos, trifásicos e de alta frequência. O fato da variação em torno de 4,8 no equipamento trifásico, se deve ao fato desta variação ter sido detectada para tensão em torno de 50 kVp, na região de limite inferior de tensões para raios X convencional.

Na apreciação da comparação entre reprodutibilidade (fig. 16-19), de medidas de kVp UMP, entre equipamentos com a mesma forma de onda, pode-se verificar resposta muito próximas ($R=0,99999$) entre os equipamentos avaliados. As tabelas 4 e 5 ilustram ainda que a maior variação de médias de kVp UMP, apresentou uma variação em torno de 3,1% e 4,5%, para equipamentos monofásicos e trifásicos, respectivamente. Vale salientar que essa maior variação acima citada foi identificada também na região de limite inferior de tensões para raios X convencional (em torno de 50 kVp).

A metodologia de padronização de estimativa da kVp, apresentada nas figuras 15 A-B, poderia ser realizada para um único equipamento (ou monofásico, ou trifásico ou de alta frequência). O problema encontrado são as limitações entre os equipamentos com distinta forma de onda. Por exemplo, a menor CSR determinada no equipamento de alta frequência, não pode ser identificada no equipamento monofásico (pois este trabalha com tensões menores). Da mesma forma, a maior CSR determinada no equipamento monofásico deixa a desejar CSR maiores no equipamento de alta frequência. Dessa forma sugerimos como a metodologia de padronização, respostas referentes às distintos formas equipamentos comumente encontrados na rotina clínica de raios X convencional.

Finalmente pode-se concluir que medidas de kVp utilizando RE, podem ser empregada na rotina de testes de CQ, com confiabilidade, praticidade e baixo custo.

Para faixas de tensões menores, mamografia, o material filtro (Cu) de escolha neste estudo, não seria indicado. Isso porque a maior parte dos fótons, que constituem o espectro de mamografia, seriam barrados. Se optarmos por reduzir a espessura dos filtros, esse procedimento, torna-se impreciso para medidas confiáveis de RE. Vale colocar que as combinações de filtros escolhidas neste estudo foram testadas para a faixa de tensão de mamografia (20 a 35 kVp) sem sucesso. Dessa forma sugerimos que em trabalhos futuros, seja realizada uma avaliação da resposta de RE para diferentes matérias, com menor número atômico que o Cu.

CAPÍTULO 6

BIBLIOGRAFIA

- [1] NALI, C. Ivan. Desenvolvimento de um Protótipo para Determinação da kVp em Procedimentos de Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. 2005. Tese de mestrado. Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.
- [2] BRASIL, CNEN - Norma 3.01, Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica, Resolução No 27. Diário Oficial da República Federativa do Brasil, Brasília, DF, 6 de jan. 2005. Disponível em: <http://www.cnen.gov.br/seguranca/normas/nn_301.pdf>.
- [3] BRASIL, Portaria 493 - RE nº, 64, 25 de agosto de 2000. Diário Oficial da República Federativa do Brasil, Brasília, DF, de 4 de abril de 2003
- [4] GHILARDI NETTO, T.; PAULA, E. de. A New Tool and its Sensitivity to Spectral Changes. **Revista Brasileira de Engenharia**. v.6, n. 2, p. 46-52, 1989.
- [5] EUA, CFR 21 – Capítulo I - FOOD AND DRUG ADMINISTRATION, DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES, Subcapítulo H - MEDICAL DEVICES. Título da Patente: MULTIPLE KEITHLEY, VICTOREEN, AND INOVISION INSTRUMENTS. FDA no. 1526801, Solon, OH, 10 jan. 1988. Disponível em: <http://www.zapconnect.com/products/index.cfm/fuseaction/products_display_detail/eregnum/1526801/owner_operator_number/1526801/product_code/LHO/1526801.html>.
- [6] R. G. S. Rodrigues, I. C. Nali, V. M. Gelonezi e C. A. Pelá. OTIMIZAÇÃO DE FILTROS PARA MEDIDORES DE kVp. Centro de Instrumentação Dosimetria e Radioproteção (CIDRA-USP), Brasil.
- [7] I. C. Nali, R. G. S. Rodrigues, V. M. Gelonezi e C. A. Pelá. Desenvolvimento de um medidor de kVp microcontrolado. Centro de Instrumentação Dosimetria e Radioproteção (CIDRA-USP), Brasil
- [8] BROCHI, M. A. C., Métodos de Simulação Computacional para Redução de Dose em Radiodiagnóstico. 1990. 79 p. Dissertação (Mestrado em Física Médica) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.
- [9] SOARES, Flávio Augusto P., LOPES, Henrique Batista M., **Radiodiagnóstico – Fundamentos Físicos**, Florianópolis: Insular, 2003. 85 p.
- [10] ATTIX, F.H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. New York : John Wiley & Sons, 1986. 640p.
- [11] ROS, R.A Metodologia de controle de qualidade de equipamentos de raios x (nível diagnóstico) Utilizados em calibração de instrumentos. IPEN. 2000. São Paulo.

- [12] SPRAWLS, P. Principles of radiography for technologists. Maryland: An Aspen Publication, 1990.
- [13] CURRY III, T. S., DOWDEY, J. E., MURRY, R. C. Christensen's introduction to the physics of diagnostic radiology. 4 ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1990.
- [14] JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM J. R. The physics of radiology. 4. ed. Springfield, Illinois: Charles C. Thomas, 1983.
- [15] Adelaide de Almeida,; Wlad, T. Sobol.; Gary, T. Barnes. Characterization of the reciprocity law failure in three mammography screen-film systems, **Med. Phys.** v.26, n. 5, pp. 682-688, may 1999.
- [16] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR10011**: Medidores e monitores portáteis de taxa de exposição de raios X e gama, para uso em radioproteção. Rio de Janeiro, 1987
- [17] BRASIL, ANVISA - **Portaria/MS/SVS nº 453, de 01 de junho de 1998**, DIRETRIZES DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA EM RADIODIAGNÓSTICO MÉDICO E ODONTOLÓGICO. Disponível em: http://www.anvisa.gov.br/legis/portarias/453_98.htm
- [18] MARTIM, J. G. ; SOUZA, R. T. ; Carbi, E.D.O ; Pina, D.R . Avaliação de filtros de cobre na determinação da kVp em função dos fatores de atenuação relativos da radiação. Apresentado em: XIV Congresso Brasileiro de Física Médica, São Paulo 2009.
- [19] PINA, D ; DUARTE, S ; GHILARDINETTO, T ; MORCELI, J . Phantom development for radiographic image optimization of chest, skull and pelvis examination for nonstandard patient. Applied Radiation and Isotopes ^{JCR}, EUA, n. MS 05, p. xxx-xxx, 2008.
- [20] PINA, D ; DUARTE, S ; MORCELI, J ; GHILARDINETTO, T . Development of phantom for radiographic image optimization of standard patient in the lateral view of chest and skull examination. Applied Radiation and Isotopes ^{JCR}, UK, v. 64, n. 2005, p. 1623-1630, 2006.
- [21] GÓES, E. G. ; PELÁ, C.A. ; GHILARDI NETTO, Thomaz . A time-scale sensitometric method for evaluating screen-film systems. Physics in Medicine and Biology, v. 42, p. 1939-1946, 1997.
- [22] DIAS LOPES, L.F, Apostila estatística. D.E – UESM. Disponível em: <http://www.ebah.com.br/estatistica-completa-pdf-a15080.html>