UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

**CONTROLE DE QUALIDADE EM RADIODIAGNÓSTICO: METODOLOGIA
PARA ADAPTAÇÃO DE TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS ENTRE APARELHOS
DE RAIOS-X**

Serviço de Pós-Graduação EESC/USP
EXEMPLAR REVISADO
Data de entrada no Serviço: 07/04/04
Ass.: Leandro Corradi

RICARDO COURA OLIVEIRA

DISSERTAÇÃO APRESENTADA À ESCOLA
DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS DA UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO, COMO PARTE DOS REQUISITOS PARA
OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA.

ORIENTADOR: PROF. DR. THOMAZ GHILARDI NETTO

SÃO CARLOS

2004

DEDALUS - Acervo - EESC

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Tecnólogo **RICARDO COURA OLIVEIRA**

Dissertação defendida e julgada em 06-02-2004 perante a Comissão Julgadora:

Prof. Assoc. **THOMAZ GHILARDI NETTO (Orientador)**
(Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP)

Aprovado

Prof. Dra. **REGINA BTELLI MEDEIROS**
(Universidade Federal de São Paulo/UNIFESP)

Aprovado

Prof. Assoc. **ADILSON GONZAGA**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

APROVADO

Prof. Assoc. **MURILO ARAUJO ROMERO**
Coordenador do Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Elétrica

Prof. Assoc. **MARIA DO CARMO CALBURI**
Presidente da Comissão de Pós-Graduação

Ao mestre dos mestres e pai de todos,
a minha amiga Midori e a memória do senhor
Haroldo Tiago Borges da Costa.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Thomaz Ghilardi Netto pela orientação, oportunidade e os preciosos ensinamentos para minha formação.

Ao meu mestre Marco Aurélio Côrte Brochi pela perfeição.

Ao Prof.Dr. Murilo Araújo Romero pela colaboração.

A todos funcionários e colegas do CCIFM/HCFMRP - USP.

Aos médicos radiologistas Dr. José Antônio Hiesinger Rodrigues e Dra. Ângela Delete Bellucci pela análise das imagens radiográficas.

Aos professores, funcionários e colegas do departamento de Engenharia Elétrica.

Ao meu tio Sebastião de Paula Coura pela colaboração.

A minha família pelo apoio.

Ao George Giovani, Ivone e Isola pela colaboração.

A Giovana Borges pela força infinita que me causa.

A minha mãe Ana Maria Coura por transmitir o dom de ser professor.

Ao Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto pela estrutura imprescindível.

A Fundação de Apoio ao Ensino, Pesquisa e Assistência - FAEPA.

A USP pelo privilégio de estudo.

Sumário

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO	1
1.1 - Motivação do trabalho	1
1.2 - Disposição do trabalho	4
CAPÍTULO 2 - CARACTERÍSTICAS OPERACIONAIS DOS APARELHOS DE RAIOS-X	5
2.1 - O tubo de Raios-X	5
2.2 - O espectro de Raios-X	11
2.2.1 - Fatores que influenciam o espectro de Raios-X	12
2.3 - Ponto focal	15
2.4 - Efeito anódico	18
2.5 - Camada semi-redutora	23
2.6 - Filme e tela intensificadora	29
2.7 - Grades antidifusoras	33
2.8 – Fantoma	37
CAPÍTULO 3 - PARÂMETROS ELÉTRICOS E RENDIMENTO DO TUBO DE RAIOS-X	38
3.1 – Introdução	38
3.2 - Tensão elétrica	38
3.3 - Corrente elétrica	48
3.4 – Rendimento	52
CAPÍTULO 4 - MATERIAIS E MÉTODOS	54
4.1 – Introdução	54
4.2 - Fantoma equivalente ao paciente	58
4.3 - Sistema computacional para adaptação de técnicas radiográficas	59

4.3.1 - Modelo de avaliação da kVp	61
4.3.2 - Modelo de avaliação do rendimento	63
4.3.3 - Modelo de avaliação da camada semi-redutora	64
4.3.4 - Modelo de avaliação do fator Bucky	64
4.3.5 - Adaptação da técnica radiográfica	65
4.4 - Produção das imagens radiográficas	68
4.4.1 - Fantoma analítico realístico	69
CAPÍTULO 5 - RESULTADOS E DISCUSSÕES	72
5.1 – Introdução	72
5.2 - Implementação dos modelos para avaliações	73
5.3 - Adaptação de técnicas radiográficas	86
5.4 - Avaliação das imagens radiográficas	91
5.4.1 - Avaliação subjetiva de qualidade das imagens	91
5.4.2 - Avaliação quantitativa de qualidade das imagens	95
5.5 - Sugestões para pesquisas futuras	98
CAPÍTULO 6 – CONCLUSÕES	101
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	104
APÊNDICE 1 - Modelos de avaliação	110
APÊNDICE 2 - Protocolos utilizados	113

Lista de figuras

Figura 2.1 - Tubo de Raios-X	6
Figura 2.2 - Um tubo de Raios-X de duplo filamento	6
Figura 2.3 - O princípio do foco linha	7
Figura 2.4 - Tubo de anodo giratório	9
Figura 2.5 - Efeitos da filtração do feixe no espectro de Raios-X	12
Figura 2.6 - Produção de fótons em relação ao tipo de gerador de alta tensão	14
Figura 2.7 - Geometria da característica de campo	16
Figura 2.8 - O efeito anódico	18
Figura 2.9 - Diagrama polar demonstrando a variação da intensidade dos Raios-X com o ângulo (bombardeamento de alvos distintos)	20
Figura 2.10 - Distribuição espectral da radiação gerada por um feixe monoenergético de elétrons de 200 keV bombardeando um alvo de tungstênio	24
Figura 2.11 - Arranjo experimental ideal para medida precisa da camada semi-redutora	26
Figura 2.12 - Relação entre a CSR e a energia equivalente para chumbo, cobre e alumínio	28
Figura 2.13 - Estrutura de filme radiográfico com dupla emulsão	30
Figura 2.14 - Curva sensitométrica de um filme radiográfico	31
Figura 2.15 - Ilustração de utilidade de grade	33
Figura 3.1 - Relação entre corrente elétrica do tubo, corrente elétrica do filamento e a tensão elétrica do tubo	39
Figura 3.2 - Representação de sistema para aferição de kVp por meio de detecção de cintilação	44
Figura 3.3 - Sistema NERO 8000 mAx	47
Figura 3.4 - Esquema simplificado de um sistema de Raios-X	48

Figura 4.1 - Sistema NERO na avaliação da tensão elétrica	55
Figura 4.2 - Sistema dosimétrico com eletrômetro e câmara de ionização	56
Figura 4.3 - Simulador em campo de radiação	58
Figura 4.4 - Menu principal	60
Figura 4.5 - Modelo de avaliação de kVp	62
Figura 4.6 - Modelo para adaptação radiográfica.....	67
Figura 4.7 - Fantoma antropomórfico	68
Figura 4.8 - Fantoma analítico realístico	71
Figura 5.1 - Avaliação da kVp para o aparelho 1	74
Figura 5.2 - Avaliação da CSR para o aparelho 1	75
Figura 5.3 - Avaliação do rendimento para o aparelho 1	76
Figura 5.4 - Avaliação do fator Bucky para o aparelho 1	77
Figura 5.5 - Avaliação da kVp para o aparelho 2	78
Figura 5.6 - Avaliação da CSR para o aparelho 2	79
Figura 5.7 - Avaliação do rendimento para o aparelho 2	80
Figura 5.8 - Avaliação do fator Bucky para o aparelho 2	81
Figura 5.9 - Avaliação da kVp para o aparelho 3	82
Figura 5.10 - Avaliação da CSR para o aparelho 3	83
Figura 5.11 - Avaliação do rendimento para o aparelho 3	84
Figura 5.12 - Avaliação do fator Bucky para o aparelho 3	85
Figura 5.13 - Adaptação radiográfica com simulador	87
Figura 5.14 - Adaptação radiográfica com simulador	88
Figura 5.15 - Adaptação radiográfica sem simulador	89

Figura 5.16 - Adaptação radiográfica sem simulador	90
Figura 5.17 - Imagem radiográfica de crânio obtida do aparelho 1	91
Figura 5.18 - Imagem radiográfica de crânio obtida do aparelho 2	92
Figura 5.19 - Imagem radiográfica de crânio obtida do aparelho 3	92
Figura 5.20 - Imagem radiográfica de pelve obtida do aparelho 1	93
Figura 5.21 - Imagem radiográfica de pelve obtida do aparelho 2	93
Figura 5.22 - Imagem radiográfica de pelve obtida do aparelho 3	94
Figura 5.23 - Imagem radiográfica obtida com FAR-FEP	95
Figura 5.24 - Curvas de densidades ópticas e degraus com ajustes lineares	96
Figura 5.25 - Gráfico do contraste em função da densidade óptica	97
Figura 5.26 - Fator de correção de CSR com ajuste polinomial para aparelhos com mesma forma de onda e ajuste linear para o aparelho de alta frequência	99
Figura 5.27 - Fator de correção de fator Bucky com ajustes polinomiais diferenciados ..	99
Figura 5.28 - Fator de correção de rendimento com ajuste polinomial para os aparelhos	100

Lista de tabelas

Tabela 2.1 - Valores mínimos de CSR em função da fase e tensão elétrica do tubo	27
Tabela 3.1 - Influência dos fatores de exposição em quantidade e qualidade de Raios-X	39
Tabela 3.2 - Produto de corrente elétrica (mA) e tempo (ms) para 10 mAs	49
Tabela 4.1 - Diferenças percentuais de coeficiente mássico de atenuação entre objetos testes e estruturas simuladas, para determinadas faixas de energia	70
Tabela 4.2 - Formatos de materiais utilizados como objetos testes no FAR e estruturas anatômicas simuladas, com a classificação do FAR	70
Tabela 5.1 - Degraus e densidades ópticas	95
Tabela 5.2 - Coeficientes angulares das regiões lineares das curvas sensitométricas	97

RESUMO

O presente trabalho trata de uma metodologia para adaptação de técnicas radiográficas entre diferentes aparelhos de Raios-X, para que os mesmos operem de maneira coordenada em exames radiográficos, produzindo um mesmo padrão de imagem no final do processo. Também sistematiza procedimentos de controle de qualidade das grandezas tensão elétrica, camada semi-redutora, rendimento e fator Bucky. Para tanto, além da utilização de fantasmas simuladores de órgãos, é utilizado um sistema computacional que engendra funções de ajuste referentes a cada grandeza em cada aparelho de Raios-X avaliado.

Foram produzidas imagens radiográficas de crânio e pelve com alta qualidade, que após passarem por avaliações subjetiva e quantitativa, comprovaram a eficiência da pesquisa.

Com a metodologia proposta é possível reduzir a taxa de repetição de exames, em um serviço de radiodiagnóstico, decorrente das diferenças entre os equipamentos de Raios-X existentes.

ABSTRACT

The present work is about a methodology for adaptation of technical radiographics among different machines of Ray-X, so that the same ones operate of way coordinate in exams radiographics, producing a same image pattern in the end of the process. It also systematizes procedures of control of quality of the greatness electric tension, half value layer, output and factor Bucky. For so much, besides the use of phantoms simulators of organs, it is used a system of computer that engenders referring adjustment functions to each greatness in each machine of Ray-X appraised.

Images cranium radiographics and pelvis were produced with high quality, that after they go by subjective and quantitative evaluations, they checked the efficiency of the research.

With the methodology proposal it is possible to reduce the rate of repetition of exams, in a radiodiagnosis service, due to the differences among the equipments of Ray-X existent.

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

1.1 - Motivação do trabalho

Um *Programa de Garantia de Qualidade* em diagnóstico por imagem estabelece procedimentos de monitoração periódicos e contínuos nos sistemas de produção de imagens radiológicas, visando sempre a otimização do diagnóstico como também a minimização de dose no paciente e trabalhador com o menor custo possível. Além da qualidade da imagem, os programas devem considerar o desempenho e desgaste dos equipamentos de Raios-X, o estabelecimento de procedimentos para realização de testes, minimização da rejeição de filmes, riscos decorrentes das exposições à radiação X com conseqüente elaboração e execução de um plano de radioproteção exigido por legislação vigente.

Todos os serviços de radiologia devem estabelecer programas de garantia de qualidade. O *controle de qualidade* é o conjunto de testes de constância e atividades aplicado para manter as condições aceitáveis de funcionamento e garantir que sejam satisfeitos requisitos pré-estabelecidos de qualidade.

Sendo reconhecido que a meta básica é a obtenção de um espectro de resposta de saída do sistema de Raios-X para diagnóstico que possibilite sujeitar o paciente a mínima quantidade de radiação com uma imagem de alta qualidade, é possível concluir rapidamente que entre os diversos fatores envolvidos nos programas, os principais são aqueles que exercem influência no espectro de Raios-X e no próprio sistema de registro da imagem.

Com isso, existem muitos fatores que influenciam na produção de uma imagem radiográfica. A garantia de que esses fatores operam de uma maneira satisfatória, para produzir imagens de boa qualidade, é o principal objetivo do controle de qualidade dos sistemas radiográficos, com amplo destaque pela literatura especializada (Ardran_68), (Trefler_76), (Burgess_79), (Muntz_79), (Loo_84), (Ghilardi_86), (Nickoloff_90), (Schiabel_90), (Nelson_92), (Bushong_01).

Assim, diversos parâmetros devem ser aferidos no controle de qualidade. A importância da aferição de alguns destes parâmetros existe para verificar se as indicações do painel do equipamento de Raios-X correspondem aos valores reais. A

partir desta informação, é possível a conclusão por parte do investigador sobre o desempenho daquele equipamento, o que contribui para reduzir o número de falsos diagnósticos em virtude de uma imagem de má qualidade. Portanto, os equipamentos devem estar calibrados, e a imprecisão na fixação de valores de parâmetros operacionais que definem o nível de exposição no processo pode acarretar o comprometimento do exame.

Em janeiro de 1994, considerando a norma CNEN-NE-3.06, o Centro de Vigilância Sanitária do Estado de São Paulo publicou a Portaria CVS/EXP-2 que dispõe sobre plano de radioproteção e teste de radiação de fuga de equipamentos de radiodiagnóstico e radioterapia para o licenciamento de serviços de saúde que fazem uso de fontes de radiação ionizante. Esta Portaria abrange os serviços de radiodiagnóstico médico e odontológico, serviços de Medicina Nuclear “in vivo” para diagnóstico e serviços de radioterapia.

Em 12 de dezembro de 1994, o Ministério da Saúde publicou a Portaria nº 2043 que instituiu em âmbito nacional o Sistema de Garantia de Qualidade de equipamentos de Raios-X, além de outros equipamentos eletromédicos, referenciando as especificações técnicas e requisitos de qualidade contidos em normas técnicas brasileiras (ABNT) ou internacionais (ISO ou IEC).

Após dois dias, a Secretaria da Saúde do Estado de São Paulo publicou a Resolução SS-625 que dispõe sobre o uso, a posse e o armazenamento de fontes de radiação ionizante, no âmbito do Estado de São Paulo. Esta Norma Técnica estabelece diretrizes de radioproteção, disciplina o uso da radiação ionizante nos serviços de saúde e regulamenta as ações e procedimentos que visem minimizar os riscos decorrentes da exposição à radiação na realização de tratamentos e exames médicos e odontológicos. Além disso, os serviços de saúde que empregam radiação ionizante devem implantar Programas de Garantia de Qualidade que compreendam a execução do controle de qualidade dos equipamentos e procedimentos, assim como as frequências com as quais devem ser realizados.

Em junho de 1997, o Centro de Vigilância Sanitária do Estado de São Paulo publicou a Portaria CVS-3 que estabelece os parâmetros mínimos de referência para a implantação de Programas de Garantia de Qualidade em Radiologia Odontológica, que viabilizem a informação diagnóstica com a produção de imagens de alta qualidade e exposição mínima do paciente, dos profissionais e dos indivíduos do público.

Em junho de 1998, a Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde publicou a *Portaria nº 453*, que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológicas em radiodiagnóstico médico e odontológico, visando minimizar os riscos e maximizar os benefícios da utilização dos Raios-X diagnósticos, em âmbito nacional. Esta Portaria estabelece requisitos para o licenciamento e a fiscalização dos serviços que realizam procedimentos radiológicos médicos e odontológicos, parâmetros para o controle de exposições médicas, ocupacionais e do público, decorrentes das práticas com Raios-X diagnóstico e requisitos específicos para o programa de garantia de qualidade para radiodiagnóstico médico e odontológico. Cabe aos órgãos de Vigilância Sanitária dos estados e municípios assegurar a fiscalização do cumprimento desta Norma.

Na prática, até mesmo um profissional experiente está sujeito a necessidade de aumentar o número de exposições em decorrência de uma variação na técnica radiográfica. Trabalhando diariamente na rotina clínica de radiodiagnóstico em determinado aparelho de Raios-X, costuma empregar determinados valores de parâmetros operacionais para específicas técnicas radiográficas. Quando ocorrem variações ou deve operar outro aparelho por algum motivo, estes valores não são reproduzidos na técnica. Comumente ocorrerá uma repetição do processo, ou seja, uma nova exposição. A repetição de um exame é um problema que provoca diversos inconvenientes.

No trabalho (Pina_02) é estabelecido um método para a determinação de técnicas radiográficas ideais oferecendo doses tão baixas quanto exequíveis. Com a construção de um fantoma simulador capaz de quantificar a qualidade da imagem, prescindindo um radiologista, o trabalho propõe a adaptação de técnicas radiográficas entre aparelhos de Raios-X mediante a uniformização de densitômetros, sensitômetros e processadoras. Todavia, o método disponível não é aplicado, assim como não é informatizado.

O presente trabalho tem o objetivo de disponibilizar um meio prático e preciso para uma padronização do controle de qualidade de grandezas do processo radiológico, sistematizando procedimentos de avaliação de tensão elétrica, rendimento, camada semi-redutora e fator Bucky de aparelhos de Raios-X, e a partir disso promover a adaptação de técnicas radiográficas entre aparelhos de Raios-X diferentes, através da utilização de funções de ajuste engendradas por modelos de sistema computacional desenvolvido especificamente para este propósito. Com isso, é possível obter um mesmo padrão de imagem, independente do equipamento de Raios-X utilizado, o que certamente contribui para a redução da taxa de repetição de exames.

Em consequência existe a redução de custos com filmes e produtos químicos de revelação, assim como a redução de desgaste do equipamento e dose absorvida por paciente.

1.2 - Disposição do trabalho

O trabalho está dividido em seis capítulos, abrangendo esta introdução. Os capítulos 2 e 3 apresentam uma revisão bibliográfica concernente, e os capítulos posteriores descrevem a metodologia desenvolvida, os resultados obtidos, algumas sugestões para pesquisas futuras e conclusões. A seguir são descritas as etapas:

Capítulo 2: Descrição de características operacionais dos aparelhos de Raios-X e influências do processo de formação de imagens.

Capítulo 3: Descrição de parâmetros elétricos de controle de qualidade de sistemas de Raios-X. Esse capítulo também trata do rendimento de tubo de Raios-X.

Capítulo 4: Descrição da metodologia utilizada e proposta para a adaptação de técnicas radiográficas entre aparelhos de Raios-X.

Capítulo 5: Apresentação de resultados de controle de qualidade, com avaliações de tensão elétrica, camada semi-redutora, rendimento e fator Bucky para três aparelhos de Raios-X diferentes, e resultados de adaptações de técnicas radiográficas com imagens produzidas. São também apresentadas sugestões para pesquisas futuras.

Capítulo 6: Apresentação das conclusões do trabalho.

CAPÍTULO 2 - CARACTERÍSTICAS OPERACIONAIS DOS APARELHOS DE RAIOS-X

2.1 - O tubo de Raios-X

Um tubo de Raios-X tem sua composição básica formada por dois eletrodos, o anodo e o catodo, que são encapsulados à vácuo em um envoltório de vidro. Quando o catodo é aquecido pela passagem da corrente elétrica, gera um feixe eletrônico através do efeito termoiônico, que é acelerado por um campo elétrico até o outro eletrodo. O anodo possui em sua extremidade um revestimento de metal pesado denominado alvo, geralmente feito de tungstênio, molibdênio ou ródio, onde o feixe de Raios-X é efetivamente produzido.

O feixe de elétrons é acelerado por uma grande diferença de potencial elétrico, que pode variar de acordo com o tipo de aplicação desejada, produzindo Raios-X quando é subitamente desacelerado pelo alvo. Os elétrons incidentes no alvo perdem sua energia cinética gradualmente em diversas colisões, gerando Raios-X de diferentes energias.

A maior parte da energia produzida em um sistema de Raios-X é perdida em forma de calor (Scaff_79), (Curry III_90). Essa característica de transformação energética em calor é a razão pela qual o anodo geralmente é composto de cobre, para que haja rápida dissipação do calor produzido pelo bombardeamento dos elétrons.

A figura 2.1 mostra um esquema simplificado da composição de um tubo de Raios-X. Como os Raios-X são emitidos em todas as direções, o tubo contém um revestimento de chumbo com apenas uma pequena abertura para que a radiação produzida seja direcionada para a região de interesse.

Figura 2.1 - Tubo de Raios-X .

No cátodo, o principal componente é o filamento, que é a própria fonte de elétrons. Além disso, é formado pelas conexões com o circuito externo responsável pelo provimento de corrente elétrica, e também pela capa focalizadora de metal que é responsável pela colimação do feixe eletrônico.

O filamento é geralmente feito de tungstênio, que apresenta como vantagem uma vida útil longa por possuir um alto ponto de fusão. A seguir é representado um tubo de Raios-X com cátodo de duplo filamento (figura 2.2).

Figura 2.2 - Um tubo de Raios-X de duplo filamento (Bushong_01).

Existe uma tendência de formação de plasma ao redor do filamento quando os elétrons são emitidos. Caracteriza-se assim a chamada região de carga espacial, que possui a tendência de restringir a emissão de outros elétrons, caso não possuam uma determinada energia de valor mínimo suficiente para prostrar a força de repulsão eletrostática. Todavia, essa força que atrai os elétrons de volta para o filamento pode ser vencida através da aplicação do potencial de aceleração, onde os elétrons passam a ter uma energia cinética complementar, sem a qual haveria um equilíbrio entre elétrons emitidos e elétrons que retornam ao filamento.

A pequena área do alvo onde ocorre efetiva incidência do feixe eletrônico e também a produção da radiação, é chamada ponto focal. Existe um compromisso entre a área do ponto focal e a capacidade de carga, ou seja, a quantidade de corrente elétrica suportável pelo tubo para que não ocorram avarias relativas ao superaquecimento. Logo, visando a redução do efeito de aquecimento demasiado, que está diretamente relacionado com a vida útil do tubo de Raios-X, são usadas as técnicas de *inclinação do anodo* e de *anodo giratório*.

A inclinação da superfície do anodo possibilita o emprego de maior carga, pois há um aumento da área do alvo bombardeada pelos elétrons, tornando menor a projeção dessa área no filme radiográfico. Assim, existe um ponto focal aparente ou efetivo, com fundamental importância, pois aumenta a resolução da imagem no sistema. Este é menor que o ponto focal real, conforme ilustrado na figura 2.3.

Figura 2.3 - O princípio do foco linha .

A inclinação considerada é relativa à direção de incidência do feixe eletrônico. A construção do anodo inclinado segue o princípio do foco linha (Johns_83), (Curry III_90), (Wolbarst_93) representado na figura 2.3.

O tamanho aparente do ponto focal, que é função do ângulo de inclinação do anodo (Johns_83), pode ser descrito pela seguinte equação :

$$b = a.\text{sen } \theta \quad (2.1)$$

onde a é o tamanho do ponto focal real, b é o tamanho do ponto focal aparente e θ é o ângulo de inclinação do anodo.

Pode ser grande a variação de ângulos de inclinação de anodos em tubos de Raios-X, e a escolha desse ângulo depende da particularidade do exame radiográfico. Para uma radiografia comum em que é utilizado um campo de radiação de grande tamanho, também é utilizado um grande ângulo de inclinação do anodo.

Raramente são utilizados ângulos menores de 15° por causa do aumento do efeito anódico, ou efeito “heel”, que significa uma considerável variação de distribuição de intensidade da radiação pelo campo de radiação. Esse fenômeno será tratado no item 2.4. Conforme Fritz & Livingston (Fritz_85) não utiliza-se ângulos menores de 12° em aparelhos de radiodiagnóstico, pois além da consideração do efeito anódico haveria um excessivo estreitamento do tamanho do campo de radiação.

A forma do anodo é um fator que colabora para a alteração de imagens de objetos. Um anodo de perfil plano tem sua construção mais simples, contudo, o alvo não é sempre plano, possuindo curvatura em alguns casos (Oliveira_95).

O anodo de perfil convexo diminui o gradiente de radiação sobre o filme durante o processo de exposição. Segundo (Oliveira_95), o anodo convexo é adequado para casos onde o objeto examinado possui espessura e densidade aproximadamente constantes, como no caso da mamografia, onde a mama é pressionada exatamente para esse fim.

Para um sistema de Raios-X com anodo de forma côncava haverá um maior gradiente de radiação ao longo do campo. O tipo de anodo côncavo não costuma ser fabricado por não se tornar importante em nenhum caso de aplicação, entretanto, é possível encontrá-lo em sistemas antigos de hospitais. O aquecimento excessivo pode causar um derretimento no alvo e assim originar-se a forma côncava.

O motivo para a fabricação de tubos com anodos giratórios é a obtenção de uma área maior de material do alvo para ser atingida pela corrente elétrica do tubo, porém mantendo o ponto focal pequeno. Conseqüentemente é possível aplicar elevadas correntes no tubo e também proporcionar a distribuição do calor por uma área maior, sendo admissível a utilização de maiores potências. Assim, a maioria dos aparelhos de radiodiagnóstico de grande potência usam anodo giratório.

Pela idéia nítida de vantagem, naturalmente imagina-se que todos os aparelhos de Raios-X deveriam possuir anodo giratório, todavia, os custos para a construção desse anodo são superiores. Essa consideração se traduz em uma inviabilidade de construir por exemplo um aparelho portátil para ser conduzido ao quarto de um paciente ou a um consultório odontológico.

O tubo de anodo giratório exige um rotor que gire em alta velocidade com um bom balanceamento para impedir qualquer possibilidade de vibração. Ainda são necessários um estator para o rotor, o controle de rotação, sincronismo no disparo e refrigeração apropriada. Isso faz sua construção ser considerada complicada. Um tubo com anodo giratório está representado na figura 2.4.

Figura 2.4 - Tubo de anodo giratório (Bushong_01).

Havendo uma falha na rotação do anodo, o foco que deve ter a forma de um anel passa a ter a forma de um retângulo, proporcionando uma elevação da temperatura, que por sua vez, pode liquefazer o metal da superfície do anodo. Após a fundição, haverá a vaporização do metal e a metalização da parede interna do vidro do tubo. Logo, uma

falha de rotação durante uma exposição pode diminuir o rendimento do tubo ou até resultar na sua destruição.

Como a rotação do anodo acontece no vácuo, uma ligação mecânica se torna difícil pela característica de vedação do tubo. Portanto de uma forma geral, utiliza-se um motor de indução assíncrono. O rotor está situado na parte interna do tubo enquanto o estator está na parte externa. O estator deverá ser sempre alimentado com mais de uma fase, produzindo campos magnéticos com coerência relativa ao movimento do eixo do rotor.

O fato de não haver ligações elétricas ou mecânicas entre rotor e estator pode ser considerado uma vantagem, mas a velocidade acaba sendo limitada pela frequência de alimentação do estator. A velocidade teórica máxima para n ciclos é representada a seguir :

$$V = \frac{f.n}{a} \quad (2.2)$$

onde f é o valor de frequência e a é a quantidade de pares de pólos .

Com tubos de grande potência, a alimentação do estator pode ser feita através de um triplicador de frequência, havendo uma transformação de 60 ciclos para 180 ciclos. Assim a velocidade teórica será de 3600 rpm para 60 ciclos e 10800 rpm para 180 ciclos.

O operador do aparelho de Raios-X deve ter atenção quanto à capacidade máxima de operação do tubo para que não haja danificação. Existem vários tipos de tabelas que podem ser usadas para estabelecer os valores máximos de operação do tubo de Raios-X, como as curvas de rendimento máximo, resfriamento do anodo e resfriamento da calota do tubo. As variáveis são normalmente calculadas pelos fabricantes adotando um sistema de bloqueio de carga superior ao limite do tubo, mas é de grande importância o conhecimento destas pelo operador, pois em caso de falha do sistema, o próprio profissional pode poupar o tubo das cargas excessivas.

2.2 - O espectro de Raios-X

Quando são produzidos, os fótons de Raios-X podem ter qualquer energia, desde valores próximos de zero até um valor máximo, que é determinado pela energia do elétron incidente, ou ainda, a magnitude de tensão aplicada ao tubo. Logo, em um feixe de elétrons haverá a produção de um espectro contínuo de Raios-X de várias energias, ou ainda, de vários comprimentos de onda. A interação de um elétron de alta energia cinética com um núcleo atômico do alvo resulta no processo de emissão de Raios-X *bremsstrahlung*. Ao passar próximo do núcleo, o elétron acelerado sofre desvio em sua trajetória por ação da força eletromagnética e perde uma parte ou toda sua energia, resultando em fóton de *bremsstrahlung*. Quanto mais próxima ao núcleo ocorrer a passagem do elétron, mais intensa será a deflexão de sua trajetória inicial, havendo transformação de uma grande fração de sua energia cinética, ou toda ela, em fóton de Raio-X. Portanto essa transformação assume uma escala de valores entre a energia máxima que é igual à energia cinética do elétron incidente e valores mais baixos até zero como referência.

Além do espectro contínuo, pode haver um espectro discreto superposto ao contínuo. É o espectro característico ou de linhas, que provém da interação de elétrons incidentes com elétrons orbitais dos átomos do alvo. Quando ocorre a remoção de elétron de camadas mais internas do átomo do alvo no processo de interação, o lugar é rapidamente preenchido por um elétron de camada mais externa. Na transição do elétron da camada externa para a interna é produzido um fóton de Raio-X. Esse fóton tem uma energia correspondente à diferença entre os níveis de energia externa e interna dos elétrons orbitais. Quando a transição envolve um elétron que parte da camada L para a camada K, a transição é chamada $K\alpha$; quando é um elétron da camada M que preenche a vaga na camada K, a transição é chamada de $K\beta$. Como cada elemento possui níveis de energia específicos, a energia desse Raio-X característico é própria do material do qual é feito o alvo. Para a remoção de um elétron da camada K do átomo de tungstênio por exemplo é necessária uma energia de 69,5 keV, que é a energia de ligação do elétron nesta camada; para a camada L do tungstênio, a energia de ligação está entre 10 e 12 keV.

Na figura 2.5 são apresentados espectros de Raios-X gerados por um tubo com alvo de tungstênio e tensão de 100 kV aplicada entre os eletrodos.

Figura 2.5 - Efeitos da filtração do feixe no espectro de Raios-X (Wolbarst_93).

A curva A representa um espectro de emissão *bremsstrahlung* sem considerar a *filtração inerente*, que é a filtração sofrida pelos fótons de Raios-X no interior do próprio tubo ao serem emitidos, que resulta da interação desses fótons com o vidro e óleo que reveste internamente o tubo e com a janela de saída do feixe. A curva B inclui a filtração inerente e o espectro característico superposto ao espectro contínuo de Raios-X. A curva C é resultante de uma filtração adicional de 2,5 mm Al na janela de saída do tubo.

2.2.1 - Fatores que influenciam o espectro de Raios-X

Ghilardi Netto (Ghilardi_83) descreve a qualidade de um sistema de imagem mamográfica (que opera em uma faixa entre 25 e 50 keV aproximadamente) como a habilidade de detecção de massas de tecido mole, cistos, tumores sólidos e microcalcificações, realizando comparações entre tubos utilizados, analisando

simuladores e discutindo aspectos dos índices de exposição à radiação e riscos oferecidos. No mesmo trabalho é afirmado que de maneira geral há consenso entre os médicos sobre o fato da mamografia ser o procedimento mais específico para um diagnóstico de câncer de mama (principal causa de mortalidade entre mulheres de 40 a 45 anos, segundo estatística dos Estados Unidos da América) em fase inicial. Assim, foram comparados efeitos de tubos com alvos de molibdênio e tungstênio em mamógrafos, mostrando que o de molibdênio apresenta a possibilidade de obtenção de um melhor contraste na imagem final. Os tubos com alvo de tungstênio têm a possibilidade de realizar imagens tão boas quanto as realizadas por um tubo com alvo de molibdênio, usando vários tipos de filtros (paládio, prata, ródio ou cádmio).

Com isso, além do tipo de material do alvo e filtração, outros parâmetros de ajuste de um aparelho de Raios-X podem alterar o espectro de energia e número de fótons de um feixe de Raios-X. Esses parâmetros são a tensão elétrica entre os eletrodos, a corrente elétrica do tubo, a distância do tubo ao ponto de medição e a forma de onda da tensão.

Para sistemas de Raios-X, a tensão aplicada muda constantemente com o tempo e através de transformadores é elevada para a produção de Raios-X. A direção do fluxo de corrente é controlada por retificadores para que seja sempre do catodo para o anodo, assim tendo o tubo de Raios-X uma tensão sempre de mesma polaridade.

Os geradores de Raios-X atuais, em sua maioria, são trifásicos (Wolbarst_93). A energia média e a intensidade de Raios-X produzidas por um gerador trifásico são maiores que as produzidas por um gerador monofásico com a mesma tensão e corrente. Assim, um feixe de Raios-X produzido por um gerador trifásico é mais penetrante em relação àquele produzido por um gerador monofásico, com os fatores constantes.

A corrente elétrica não apresenta variação durante o tempo de exposição para o caso de gerador de potencial constante, acontecendo assim a produção de uma certa quantidade de Raios-X em um tempo menor em relação àquele necessário utilizando um gerador monofásico. Atualmente, os geradores de última geração são os equipamentos que utilizam alta frequência. Como é sabido, a função de um gerador de Raios-X é regular o fornecimento de alta tensão com corrente contínua em condições de potência moderada da ordem de 10 a 200 kW, tensão de saída da ordem de 20 a 160 kV e corrente variando de 10 a 5000 mA aproximadamente. As principais vantagens na utilização dos geradores de alta frequência são sua precisão e facilidade de controle, significando na prática maior exatidão na escolha dos parâmetros técnicos a serem

utilizados em um determinado estudo. O tipo de ondulação permite uma tensão aproximadamente constante. Contam também com larga faixa de condições de operação no que se refere a tempo, tensão e corrente. Outro ponto importante é sua forma compacta. Os elementos básicos de um circuito de potência para alta frequência são: uma fonte de tensão que pode receber da rede tensões monofásicas, bifásicas e trifásicas de 60 e 50 Hz e transformá-las em média tensão DC; um inversor que converte a tensão DC em AC de alta frequência e um transformador elevador de tensão.

Na sequência, a figura 2.6 ilustra a produção de fótons para diferentes tipos de geradores de alta tensão.

Figura 2.6 - Produção de fótons em relação ao tipo de gerador de alta tensão (Subtil_02).

2.3 - Ponto focal

Como já foi citado anteriormente, o ponto focal é a área do alvo que é bombardeada pelo feixe de elétrons. A capacidade de resolução de um sistema radiográfico é dependente das características do ponto focal, principalmente o seu tamanho. Dependendo do tamanho do ponto focal, a penumbra formada poderá ser mais intensa e a nitidez da imagem conseqüentemente comprometida.

Sendo o ponto focal de tamanho muito menor em relação ao objeto, a penumbra se torna insignificante. Em oposição, quando o mesmo é maior que o objeto, haverá somente penumbra.

A técnica de magnificação é muito usada no radiodiagnóstico para proporcionar um aumento de tamanho de pequenas estruturas envolvidas em exames. Essa técnica é produtiva para a visualização de pequenas estruturas como a microcalcificação em mamografia ou vaso sanguíneo em angiografia. Todavia, quando o ponto focal tem grande dimensão em relação ao objeto, a imagem formada pode ser ocultada pela penumbra.

O fator de magnificação m que é a razão entre o tamanho da imagem e o tamanho do objeto, é alcançado pela razão entre a distância foco-filme e a distância foco-objeto.

Assim, a magnificação é obtida pela relação:

$$m = \frac{DFF}{DFO} \quad (2.3)$$

onde DFF é a distância foco-filme e DFO é a distância foco-objeto.

Para a avaliação do tamanho do ponto focal existem métodos que utilizam imagens de objetos de teste e que são divididos em classes. Essas quatro classes são: métodos que utilizam câmaras de orifício, métodos que utilizam câmaras de fenda, métodos baseados no limite de resolução e métodos baseados nas funções de transferência.

A posição do objeto a ser examinado sob o feixe de Raios-X exerce influência na nitidez da imagem. A inclinação do anodo ocasiona diferentes tamanhos e formas do ponto focal quando observado de diferentes posições no campo de radiação. Esse

fenômeno é chamado de *característica de campo* (Doi_77). O ponto focal se mostra menor na direção do anodo e mais simétrico na direção paralela ao eixo catodo-anodo. Nas extremidades próximas ao catodo, o ponto focal se mostra maior e de forma irregular.

As dimensões de um ponto focal retangular situado em qualquer ponto do plano imagem, em função das dimensões medidas no centro do campo, podem ser calculadas pela equação:

$$f_A(x,y) = f\{x + y(1 + \operatorname{tg}\alpha \cdot \operatorname{tg}\beta) \operatorname{tg}\gamma, y(1 + \operatorname{tg}\alpha \cdot \operatorname{tg}\beta)\} \quad (2.4)$$

Essa equação é fundamentada em argumentos geométricos conforme a figura 2.7 :

Figura 2.7 - Geometria da característica de campo (Doi_77).

A magnitude da não-nitidez geométrica da imagem depende da posição na qual é colocado o objeto sob o feixe de Raios-X. Contudo, existe também a importância de considerar efeitos relativos à distribuição de intensidade do ponto focal, influenciando

na resolução da imagem em um sistema de Raios-X quando o objeto a ser radiografado é menor ou igual ao tamanho do ponto focal.

A distribuição de intensidade do ponto focal é afetada pela tensão e pela corrente elétrica do tubo, porém o tamanho do mesmo varia em função da corrente para valores que superam 40 mA (Mattsson_68). Nesse trabalho, Mattsson utilizou uma câmara de orifício para obter imagens do ponto focal variando a corrente elétrica do tubo entre 10 e 200 mA com tensão constante. Foi verificado que para valores baixos de corrente, em torno de 10 mA, existe maior nitidez para as estruturas anatômicas envolvidas em relação às imagens obtidas com correntes em torno de 160 mA.

O patamar estabelecido foi 40 mA, onde correntes até esse valor fazem o tamanho permanecer praticamente sem alteração, com apenas uma diminuição da uniformidade da distribuição de intensidade. Para valores que superam 40 mA, foi notado um aumento gradual do tamanho do ponto focal com uma distribuição de intensidade gradualmente menos uniforme.

Portanto, o tamanho do ponto focal aumenta com a corrente elétrica. Contudo, não é adequado pensar na minimização dos valores de corrente pura e simplesmente, pois existe um compromisso de necessidade de avaliação para a escolha de uma melhor relação entre tempo e corrente para não ocorrer, por exemplo, um movimento do paciente em função do tempo de exposição, resultando em borramento na imagem. Da mesma forma, não se deve pensar em maximizar o valor da tensão simplesmente, porque também há um compromisso entre a energia média dos fótons de Raios-X produzidos e os contrastes relativos aos diferentes tecidos, sendo que uma mudança arbitrária pode invalidar o exame de determinada área.

Essa distribuição de intensidade é então função do espectro de energia dos Raios-X produzidos (Madsen_89). Os fótons que têm origem em certa profundidade do anodo sofrem uma atenuação que é função de sua energia quando vão emergir na superfície. Por isso, a distribuição de intensidade consequente é também função da energia.

Nem sempre vale afirmar que quanto menor for o tamanho do ponto focal, melhor será a imagem (Kratz_88), (Santos_97). O motivo é que um ponto focal pode ser um pouco maior em relação a outro, mas ter uma distribuição de intensidade mais apropriada com consequente imagem de maior nitidez.

Existem diversas possibilidades de origem da distribuição de intensidade, tais como a vibração do sistema rotativo, a inclinação inadequada do anodo, tipo de construção do catodo, desproporções entre o sistema de focalização dos elétrons e a

corrente elétrica do tubo. Todavia, os principais fatores de causa de variação na distribuição de intensidade são a forma e o arranjo do filamento na capa focalizadora, o posicionamento do catodo em relação ao anodo e o próprio arranjo do sistema de focalização dos elétrons no tubo de Raios-X (Takenaka_68), (Burgess_77), (Oliveira_95).

2.4 - Efeito anódico

A produção de Raios-X não ocorre totalmente na superfície do anodo. Com a alta velocidade dos elétrons provenientes do catodo, eles penetram no material do alvo e a radiação é produzida em determinada profundidade, como já mencionado anteriormente. Assim, há uma redução expressiva na intensidade da radiação ao longo do eixo catodo-anodo em razão da filtragem que ocorre dos fótons de Raios-X pelo próprio material do alvo antes de serem emitidos no anodo. Esse fenômeno é o chamado efeito anódico, distribuição angular ou efeito “heel”, que tem grande importância em processos de controle de qualidade de imagens radiológicas e está representado na figura 2.8.

Figura 2.8 - O efeito anódico (Scaff_79).

Esse gradiente de radiação independe do objeto, havendo a possibilidade de determinadas regiões do filme estarem sensibilizadas em excesso, enquanto outras nem

sequer estarem sensibilizadas, com um conseqüente comprometimento da qualidade da imagem.

O efeito anódico tem grande importância quando se busca imagens de estruturas anatômicas que se diferem grandemente em densidade. Em geral, colocar o lado do catodo do tubo de Raio-X sobre a parte mais espessa da anatomia produz uma densidade óptica mais uniforme no filme. A inclinação do anodo é fator determinante para a variação na distribuição de intensidade ao longo do campo de radiação (Beetlestone_58). O ponto focal efetivo é menor no lado do anodo e alguns equipamentos de mamografia, por exemplo, recebem vantagem da propriedade de inclinação do tubo de Raios-X, pois produz um ponto focal menor ao longo da extensão da mama. Para tubos com inclinação de anodo muito pequena é preciso utilizar uma corrente elétrica de maior valor, para atingir uma apropriada intensidade. Assim, esse fato está diretamente relacionado com a vida útil do tubo de Raios-X. As direções do catodo e anodo são em geral indicadas na armação protetora, às vezes próxima dos cabos conectores.

Em (Johns_83) é relatado que as diversas interações possíveis com os Raios-X produzidos antes dos mesmos emergirem do alvo são muito complexas e envolvem vários fatores, tais como: o caminho dos elétrons no alvo; a mudança de direção em cada interação; a probabilidade de uma perda de ionização a cada aumento de caminho; a direção da emissão de radiação e a atenuação e espalhamento do feixe ao sair do alvo. Não é encontrada uma solução teórica satisfatória para o estudo dessas interações, porém uma teoria aproximada é utilizada, na qual é suposta a existência de dois tipos possíveis de alvo: o alvo “fino” e o alvo “grosso”.

Para um alvo “fino” é considerado que o elétron não sofre em média mais que uma colisão quando passa através do alvo. Por conseguinte, quando um feixe de elétrons de certa energia colide com um alvo “fino”, a intensidade de radiação emitida por cada fóton é constante. O alvo “grosso” é considerado uma série de alvos finos superpostos. Logo, os elétrons com certa energia inicial, após passarem pela primeira camada fina terão um segundo valor de energia e após passarem por uma segunda camada terão um terceiro valor, e assim sucessivamente.

Na figura 2.9 (b) são mostrados dados experimentais obtidos para uma distribuição angular de Raios-X produzidos pelo bombardeamento de uma folha de alumínio de 200 mm de espessura e 34 keV. A curva A mostra dois lóbulos com distribuições de intensidades altas. As curvas B e C são curvas teóricas calculadas para

a distribuição angular da radiação produzida pelo bombardeamento de um alvo de tungstênio de 0,05 cm de espessura e 10 e 20 MeV respectivamente (Johns_83).

Figura 2.9 - Diagrama polar demonstrando a variação da intensidade dos Raios-X com o ângulo (bombardeamento de alvos distintos) (Johns_83).

Os comprimentos das setas do alvo indicam as intensidades relativas em diferentes direções. A distribuição no espaço é encontrada pela rotação da curva sobre o eixo do feixe de elétrons. É possível notar que a intensidade máxima está na direção do ângulo de 55° com o feixe de elétrons, enquanto a intensidade na direção do feixe de elétrons é pequena e a intensidade contrária ao feixe é zero.

A figura 2.9 (a) mostra um tubo de Raios-X com alvo “grosso”. O alvo nesse caso pára o feixe de elétrons, fazendo com que eles sejam desviados da sua direção inicial de maneira que os Raios-X são produzidos em todas as direções sobre o ponto O do alvo.

Com isso, os fótons que são produzidos nas direções à direita da linha OT são absorvidos pelo anodo e não “escapam”. A máxima intensidade do feixe de Raios-X ocorre para ângulos entre 5° e 10° do lado do catodo e decai quando o ângulo é incrementado (Johns_83).

A distribuição mostrada na figura 2.9 (a) é típica de um tubo de radiodiagnóstico com um alvo com inclinação de 16°. Com a diminuição do ângulo de inclinação do alvo, o feixe de Raios-X torna-se cada vez mais comprimido do lado do anodo,

permitindo o uso de maior carga para o mesmo tamanho do ponto focal, porém com uma redução da área útil do feixe.

Na prática, o tubo com alvo de 16° de inclinação possui uma janela com um colimador que restringe o feixe de Raios-X em aproximadamente 12° em cada lado da linha OO' . A intensidade varia conseqüentemente com o ângulo em aproximadamente 30% sobre o feixe útil, sendo menor no lado do anodo. A redução de intensidade no lado do anodo é o *efeito anódico* (efeito “heel”; “calcanhar”). O feixe na proximidade do “calcanhar” do alvo (abaixo do mesmo), embora tenha a intensidade reduzida, por razão da filtração inerente é mais penetrante.

Assim, na produção de Raios-X, para um “alvo fino”, a energia integral é constante e independente da energia do fóton para qualquer intervalo de energia (Fritz_82). Quando se trata de um “alvo grosso”, o espectro é representado como sendo a soma de múltiplos espectros de alvos finos. O cálculo do espectro de Raios-X para “alvo grosso” é realizado pela seguinte equação:

$$I(E) = C.Z.(E_0 - E) \left(\frac{v_0^2}{c^2} \right) \quad (2.5)$$

onde I é a intensidade da radiação de energia E , E_0 é a energia máxima do espectro, Z é o número atômico do material do alvo, C é a constante de valor $2,76 \times 10^{-6}$, v_0 é a velocidade inicial do elétron e c é a velocidade da luz no vácuo.

O anodo tem dimensões superiores ao ponto focal e, por isso, o comprimento do caminho que o fóton percorre no alvo é independente do ponto de entrada do elétron no anodo. Segundo (Fritz_85), a equação seguinte relaciona os parâmetros envolvidos:

$$S(\theta) = \frac{d \cdot \cos(\Phi)}{\sin(\theta + \Phi)} \quad (2.6)$$

onde $S(\theta)$ é o comprimento do caminho percorrido pelo fóton dentro do alvo, d é a profundidade de penetração do elétron, ϕ é o ângulo de inclinação do anodo e θ é o ângulo entre o eixo central e a direção na qual o fóton é emitido.

Conseqüentemente, sabendo o comprimento do caminho percorrido pelo fóton no alvo, é possível calcular a atenuação sofrida pelo mesmo através da equação:

$$I = I_0 \cdot e^{-\frac{\mu}{\rho} \cdot \rho \cdot S(\theta)} \quad (2.7)$$

onde I é a intensidade de radiação transmitida, I_0 é a intensidade de radiação incidente, $S(\theta)$ o comprimento do caminho percorrido pelo fóton no alvo, ρ é a densidade do material absorvedor e μ / ρ é o coeficiente mássico de atenuação, que é uma função da energia dos fótons da radiação incidente e também do material usado como filtro.

2.5 - Camada semi-redutora

A intensidade dos Raios-X é proporcional ao número de fótons do feixe e decresce quando os raios atravessam determinados meios absorvedores. Essa redução de intensidade do Raio-X é chamada de atenuação, que ocorre por causa da absorção e espalhamento do Raio-X. A atenuação é descrita pela *equação de Lambert-Beer* (Wolbarst_93) mostrada na sequência e que possui outra forma já apresentada anteriormente.

$$I = I_0 \cdot e^{-\frac{\mu}{\rho} \cdot \rho \cdot x} \quad (2.8)$$

onde I é a intensidade da radiação transmitida, I_0 é a intensidade da radiação incidente, x é a espessura do filtro, ρ é a densidade do material absorvedor e μ/ρ é o coeficiente mássico de atenuação.

Por conseguinte, os Raios-X são atenuados exponencialmente e os fótons mais energéticos são mais penetrantes em relação àqueles que possuem baixa energia. Enquanto fótons de 100 keV são atenuados na razão de aproximadamente 3 % por centímetro de tecido mole, fótons de 10 keV são atenuados em aproximadamente 15 % por centímetro

(Bushong_01). Além disso, Raios-X de qualquer energia são mais penetrantes em material de baixo número atômico do que em material de alto número atômico.

Considerando apenas a filtração inerente, o feixe produzido não seria adequado para radioterapia por exemplo, pois os fótons de baixa energia não penetrariam no tumor, mas aumentariam a dose recebida pelo paciente nas camadas superficiais do corpo. Para radiodiagnóstico não seria útil, pois os fótons de baixa energia não atravessariam o paciente para impressionar o filme, todavia contribuiriam para o aumento da dose. Entretanto, a radiação indesejável pode ser removida do feixe com a utilização de filtros apropriados.

Ao ocorrer filtração em um feixe de radiação policromática, serão possíveis modificações nas distribuições de fótons. Contudo, por serem “menos penetrantes”, os fótons que possuem comprimento de onda maior terão maior absorção. A figura 2.10 mostra a modificação do espectro que ocorre com maior sensibilidade na região de menor energia.

Figura 2.10 – Distribuição espectral da radiação gerada por um feixe monoenergético de elétrons de 200 keV bombardeando um alvo de tungstênio (Johns_83).

A distribuição espectral do feixe não filtrado é mostrada pela curva A. Com um filtro de 1,0 mm de alumínio no feixe de Raios-X obtém-se a curva B e a adição de mais uma camada de 0,25 mm de estanho ao filtro resulta na curva C. Isto reduz a quantidade de fótons na região de 30 a 40 keV para praticamente zero, porém é permitida a passagem pelo filtro de uma radiação compreendida exatamente na faixa de 29,2 keV, que corresponde à energia característica da camada K dos átomos de estanho. A curva D mostra o resultado obtido de filtração dessa radiação característica ao ser colocada uma fina camada de cobre entre o filtro de estanho e o paciente. Em consequência, uma camada de alumínio pode ser acrescentada para absorver a radiação característica do cobre (Johns_83), (Curry III_90). Por ser muito pequena a radiação característica do alumínio (1,5 keV), o próprio ar presente no espaço entre o filtro e o paciente realiza a

absorção, não causando nenhum efeito na imagem. Essa composição de filtros é denominada *filtro composto* que possui importância por possibilitar que filtros sejam dispostos de maneira favorável, com material de número atômico maior posicionado mais próximo do tubo.

Desta forma, os filtros em um feixe de Raios-X servem para a remoção preferencial da radiação inútil para a formação da imagem radiográfica, e também danosa para o paciente, e para o aumento do poder de penetração do feixe. A utilização de uma filtração adequada pode tornar mais homogêneo o feixe de Raios-X que é sempre heterogêneo na saída do tubo, além de aumentar a sua energia efetiva, aproximando de um feixe monoenergético.

A especificação da filtração inerente de um aparelho de Raios-X de uma maneira geral ocorre em termos de *espessura equivalente*, ou ainda, *alumínio equivalente*, que se refere à espessura de alumínio necessária para produzir a mesma atenuação no feixe que aquela produzida pela filtração inerente do tubo. A filtração inerente varia entre 0,5 e 1,0 mm de alumínio equivalente para a maioria dos aparelhos de Raios-X comerciais, e o vidro de revestimento do tubo é o principal responsável pela respectiva atenuação (Curry_90).

Em radiografia, o nível de penetração dos Raios-X é medido pela *camada semi-redutora (CSR)*, que é a espessura de material absorvedor necessária para reduzir a intensidade do feixe de Raios-X pela metade.

Para um feixe monoenergético, a camada semi-redutora é determinada pela substituição do valor de intensidade da radiação transmitida na equação de Lambert-Beer. Nesse caso, a equação para a determinação da camada semi-redutora é :

$$\frac{I_0 / 2}{I_0} = e^{-\frac{\mu}{\rho} \cdot \rho \cdot x} \quad (2.9)$$

onde o valor da espessura x é a camada semi-redutora do feixe, sendo μ igual ao coeficiente de atenuação linear. Portanto, obtém-se :

$$\text{camada semi-redutora} = \text{CSR} = \frac{\ln 2}{\mu} \approx \frac{0,693}{\mu} \quad (2.10)$$

Com isso, para um feixe monoenergético, a CSR é dependente do coeficiente de atenuação linear, que por sua vez é uma função da energia do feixe e do número atômico do filtro (Curry III_90).

A CSR é determinada experimentalmente usando um arranjo como o mostrado na figura 2.11.

Figura 2.11 - Arranjo experimental ideal para medida precisa da camada semi-redutora (Johns_83).

Existem três partes principais neste arranjo: o tubo de Raios-X, um detector de radiação e uma série de filtros de diferentes espessuras, geralmente de alumínio. Primeiramente, a medida de radiação é feita sem filtro entre o tubo de Raios-X e o detector. Então, são feitas medidas de intensidade de radiação para seções sucessivamente mais espessas de filtros. A espessura de filtração que reduz a intensidade de Raio-X pela metade de seu valor original é a CSR.

O rendimento do feixe após atravessar uma espessura x , passa de I_0 para um valor aproximado determinado por:

$$I = I_0 e^{-\mu x} = \frac{I_0}{2^{\frac{x}{CSR}}} \quad (2.11)$$

Assim, se x for uma espessura igual à camada semi-redutora, a intensidade será a metade da inicial, e ao duplicar o valor de x (duas vezes o valor da camada semi-redutora), a intensidade será reduzida aproximadamente quatro vezes.

Vários métodos podem ser usados para determinar a CSR de um feixe de Raios-X. O método mais freqüente utiliza um gráfico de resultados de intensidade de Raios-X, ou seja, um gráfico onde estão os valores de quantidade de Raios-X em função dos valores crescentes de espessuras de absorvedor. São determinados os pontos de relação entre a espessura empregada do absorvedor e a quantidade de Raios-X respectiva, originando a curva correspondente. Ao encontrar a metade do valor da intensidade inicial do feixe de Raios-X, é encontrado o valor da CSR no outro eixo. Os resultados são obtidos com a utilização do tipo de arranjo experimental da Figura 2.11. A seguir são apresentados valores de CSR mínimos determinados pela Portaria 453.

Tabela 2.1 - Valores mínimos de CSR em função da fase e tensão elétrica do tubo.

Tensão (kV)	CSR (mmAl)	
	monofásico	trifásico
70	2,1	2,3
80	2,3	2,6
90	2,5	3
100	2,7	3,2
110	3	3,5
120	3,2	4,9
130	3,5	4,1

A *energia equivalente* é definida como a energia dos fótons de um feixe de radiação monocromática que seria atenuado da mesma maneira que um feixe de Raios-X não monoenergético. Através da mesma, também é possível expressar o nível de penetração dos Raios-X (Wolbarst_93). Com a equação (2.10) determina-se a relação entre a energia equivalente e a CSR pelo conhecimento do coeficiente de atenuação

linear do material absorvedor. A relação entre a CSR e a energia equivalente para o chumbo, cobre e alumínio é mostrada na figura 2.12.

Figura 2.12 - Relação entre a CSR e a energia equivalente para chumbo, cobre e alumínio (Johns_83).

2.6 - Filme e tela intensificadora

Na interação com o corpo do paciente, o feixe de Raios-X sofre diferentes níveis de absorção e emerge com diversos níveis de intensidade. Na sequência, as informações geradas são visualizadas em uma tela de televisão ou computador, ou são armazenadas em um material adequado como o filme radiográfico.

O filme radiográfico é constituído por uma fina emulsão que é responsável pela formação da imagem e uma base que serve para sustentar essa emulsão. A emulsão fica suspensa em camada gelatinosa fotográfica, permitindo assim uma melhor distribuição e impedindo o depósito na base do filme. Além disso, a camada gelatinosa protege a emulsão do contato humano antes da imagem ser processada. Entre a base e a camada gelatinosa há um elemento de ligação, que é o substrato. Para proteger a camada gelatinosa de atritos e evitar a colação entre folhas na caixa de filmes existe a camada protetora. Assim, o filme radiográfico é composto basicamente por emulsão, base, camada protetora e substrato (Curry III_90).

Dependendo do tipo do filme, a emulsão pode ser sensível à luz ou aos Raios-X. Somente uma pequena porcentagem da intensidade dos Raios-X no feixe primário que emerge do paciente é absorvida pelo filme. Outrora já foi reconhecida a necessidade de compensar essa energia desperdiçada, o que levou à introdução das telas intensificadoras.

A tela intensificadora tem a finalidade de absorver os Raios-X emergentes do paciente e converter cada fóton de radiação em luz visível, que é absorvida pelo filme, formando a imagem latente. O filme sensível à luz deve ser utilizado junto com a tela intensificadora, com conseqüente redução de dose de radiação no paciente. Ainda com a finalidade de diminuir a exposição necessária para a formação de uma imagem satisfatória, os filmes podem possuir emulsão dupla, ou seja, de ambos os lados da base.

Figura 2.13 - Estrutura de filme radiográfico com dupla emulsão.

Portanto, o uso da tela intensificadora diminui a dose de radiação para o paciente e o tempo de exposição do exame, no entanto, há uma desvantagem na sua utilização: a difusão luminosa, que causa uma diminuição na resolução espacial do sistema devido à presença de um certo nível de borramento na imagem. Para filmes de emulsão dupla, também existem telas duplas, que são estruturas muito usadas em radiografia convencional. As telas simples são habitualmente usadas em combinação com filmes de revestimento simples em exames mamográficos ou de extremidades, onde são desejadas reduções máximas dos borramentos das imagens. Quando as telas duplas são projetadas para terem uma alta absorção de radiação, torna-se necessária uma assimetria entre os pares de telas para que haja um rendimento mais efetivo.

O padrão de resposta gerado pelos diferentes níveis de intensidade de interação no processo, resultando em graus de enegrecimentos diferentes no filme radiográfico, é medido pela *densidade óptica*. Logo, a *densidade óptica*, também chamada *densidade fotográfica*, se relaciona com a medição do grau de enegrecimento de uma determinada área de um filme, sendo que quanto maior for o valor de densidade, menor será a intensidade de luz transmitida pela radiografia.

O logaritmo da razão das intensidades é a densidade óptica do filme naquela área determinada. Isso é expresso pela equação (2.12):

$$DO = \log \left(\frac{I_0}{I_T} \right) \quad (2.12)$$

onde DO é a densidade óptica, I_0 é a intensidade da luz incidente no filme e I_T é a intensidade transmitida pela área determinada do filme.

Para conhecer a resposta de um filme radiográfico ou de um sistema tela-filme para as condições de exposição, é construída uma curva de resposta que exhibe os diferentes graus de enegrecimento produzidos, para níveis conhecidos da exposição. É a chamada curva sensitométrica, também conhecida como curva característica ilustrada na figura 2.14, e que portanto relaciona a densidade óptica com a exposição relativa, ou o logaritmo da exposição. A principal vantagem em usar a escala logarítmica para a exposição do eixo da curva sensitométrica é que as exposições que têm proporções constantes serão sempre separadas pela mesma distância na escala logarítmica, não importando os seus valores absolutos.

Figura 2.14 - Curva sensitométrica de um filme radiográfico.

A curva pode ser adquirida através do método sensitométrico de tempo escalonado (com variação do tempo de exposição) e de intensidade escalonada (com variação da distância fonte-filme).

Pela curva sensitométrica são extraídas informações acerca do *contraste*, da *sensibilidade*(velocidade) e da *latitude* do sistema.

O *contraste* radiográfico é a diferença de intensidade ou densidade entre duas áreas, dois pontos ou duas regiões em uma radiografia e constituído pelo produto do contraste subjetivo e contraste do filme. A *sensibilidade* de um material radiográfico é inversamente proporcional à exposição necessária para a produção de um determinado

enegrecimento no filme. Comparando dois filmes, o mais sensível terá a localização de sua curva na região dos valores menores do logaritmo da exposição relativa, ou seja, na região onde é requerida uma menor exposição para se obter uma certa densidade.

A *latitude* corresponde a uma faixa de exposição utilizada para produzir uma imagem satisfatória para o radiodiagnóstico e se relaciona com o contraste na imagem de forma recíproca. Pode ser subdividida em duas categorias: a latitude de exposição que é associada ao contraste subjetivo e a latitude do filme que é associada ao contraste do filme.

A latitude é correspondente à parcela linear da curva sensitométrica e, no filme radiográfico, o contraste é determinado pelo ângulo de inclinação dessa parcela, portanto sendo constante.

Nas regiões de patamar e base, o contraste é insatisfatório já que, grandes variações na exposição não produzem variações significativas na densidade óptica. A região de patamar significa saturação e a região da base significa uma sub-exposição.

O contraste do filme é dependente de características de sensibilidade e condições de processamento do filme utilizado, podendo ser representado em termos de gradiente médio:

$$G_M = \frac{D_2 - D_1}{\log E_2 - \log E_1} \quad (2.13)$$

onde G_M é o gradiente médio, $D_2 - D_1$ é o intervalo de densidade na região linear da curva sensitométrica, E_1 a exposição correspondente à D_1 e E_2 a exposição correspondente à D_2 .

Com base nas curvas sensitométricas, uma maneira de estimar a sensibilidade e o gradiente do filme como função da tensão aplicada é a *regressão logística*, que consiste em uma regressão linear de uma função convenientemente transformada. Nesta análise ocorre o transporte de todas as dependências para apenas dois parâmetros, os coeficientes angular e linear da reta logística, facilitando a análise e a padronização.

2.7 - Grades antidifusoras

Quando se radiografa alguma parte muito densa do corpo, como o abdômen, que produz uma proporção muito maior de radiação espalhada em relação à mão por exemplo, que é parte menos densa, se torna necessário usar outro meio para controlar a radiação espalhada, além de dispositivos limitadores de feixe. A grade é justamente o dispositivo eficaz para este propósito.

As grades são compostas de finas lâminas de chumbo, separadas por material de baixo poder de atenuação, que pode ser acrílico, alumínio ou fibra de carbono. São colocadas sobre o filme ou cassete durante a exposição, ou ainda, entre o paciente que é o plano imagem e o chassi com o filme, para reduzir as perdas de contraste devido a radiação secundária. Uma grade é representada na figura 2.15.

Figura 2.15 – Ilustração de utilidade de grade

As lâminas de chumbo da grade normalmente formam um ângulo de convergência com o ponto focal do tubo de Raios-X, de tal maneira que a radiação primária proveniente do foco, e que carrega a informação, possa passar com alta eficiência entre as mesmas, enquanto a radiação espalhada pelo objeto é largamente atenuada.

O *índice de grade (Ig)* é uma relação entre a espessura das tiras de chumbo e a largura dos espaçadores:

$$Ig = \frac{h}{d} \quad (2.14)$$

onde h é a espessura da tira de chumbo e d é a distância entre as barras.

Quanto maior for o índice, mais eficientemente será absorvida a radiação espalhada pela grade, com todos os demais fatores permanecendo constantes. Existe também a absorção da radiação primária, proporcionando um aumento na dose para o paciente, que deve sempre ser evitado de tal forma que exista um compromisso entre a escolha de uma grade com índice adequado para uma otimização de dose.

Na radiologia, são utilizados geralmente dois tipos de grades: grades estacionárias e móveis. Em 1913, G.Bucky descreveu uma grade estacionária cruzada. Com estas grades fixas, as sombras das tiras de chumbo são impostas na imagem útil, o que pode muitas vezes ser tolerado quando é usada uma grade com tiras bem finas e uniformemente espaçadas. Nestes casos, as linhas bastante finas não impedem a claridade da imagem.

As grades móveis foram desenvolvidas em 1920 por Hollis Potter, mostrando que era possível eliminar a sombra da grade estacionária cruzada usando uma grade feita com tiras paralelas com possibilidade de movimento em ângulos retos durante a exposição. O movimento enegrece as linhas da grade fazendo com que as mesmas não fiquem perceptíveis. O dispositivo que consiste de uma grade e um mecanismo para o movimento chama-se diafragma Potter-Bucky ou apenas “Bucky”.

Assim, as grades móveis, utilizadas em muitos exames radiológicos, são ligadas a um mecanismo direcional que as mantém em movimento durante a exposição. A imagem obtida por intermédio de uma grade em movimento consiste de uma distribuição uniforme de fótons.

Muitas considerações devem ser realizadas para o uso de uma grade móvel. Sua velocidade deve ser tal que o movimento das tiras de chumbo não estejam sincronizadas com os pulsos do equipamento de Raios-X, ou as tiras aparecerão na imagem. Por outro lado, o movimento deve ser rápido o suficiente para que diversas tiras passem um determinado ponto no filme durante a exposição, ou o enegrecimento não será suficiente. Para isso, há movimento alternado da grade. A distância deve ser limitada de maneira que a grade não exceda seus índices de focos. O tempo de exposição não pode ser muito curto ou a grade não será capaz de se mover o suficiente para evitar produzir traços ou densidade irregular no filme. Estes efeitos surgem das pequenas irregularidades na grade.

Outro fator que afeta a eficiência da grade em reduzir radiação espalhada é o número de tiras de chumbo ou linhas por centímetro ou polegada. Através de

experimentos feitos com os fatores envolvidos, descobriu-se que o peso de uma grade por unidade de superfície é bom indicador da eficiência da grade (Seemann_68). Na medida em que o número de linhas por centímetro aumenta, a absorção pela grade de ambas as radiações (espalhada e primária) aumenta para uma certa espessura de chumbo. Por isso, é necessário encontrar um ajuste na espessura do chumbo, no número de linhas e no índice de grade para aperfeiçoar ao máximo as quantidades relativas das radiações espalhada e primária absorvidas pela grade.

As grades são utilizadas para partes do corpo maiores que 12 centímetros em espessura ou técnicas com valores de tensão elétrica superiores a 70 kV. Para exames de extremidades, elas não são empregadas, pois para essa faixa de energia é pequena a quantidade de radiação espalhada.

Para os procedimentos de tórax aumenta-se a quantidade da radiação espalhada, e para melhorar o contraste é recomendado o uso de grades com razões de 12:1 e densidade de linhas de 28 a 60 pares por centímetro. A escolha da grade deve acontecer em função da distância focal. Para grades com distâncias focais de 100 cm, a realização de procedimentos de tórax (180 cm) resultaria na perda de qualidade da imagem.

As grades estacionárias com razões mais baixas (6:1) e densidades de 45 pares por centímetro são utilizadas em unidades de Raios-X portáteis; esse tipo de grade tolera melhor desalinhamentos do feixe.

No caso da mamografia, as razões de grade mais empregadas são de 4:1 ou 5:1.

Logo, existem grades que podem ser inseridas em cassete de filmes, o que resulta em expressiva melhora de procedimentos radiográficos executados no leito do paciente, bem como nas situações de pacientes politraumatizados, os quais não devem ser retirados da maca.

Portanto, as grades removem a radiação espalhada do feixe de Raios-X que atravessa o paciente e proporcionam melhoria no contraste da imagem. Contudo, as grades também retiram até 40% dos fótons que constituem a radiação primária. Assim, ao introduzir uma grade em um exame, deve-se aumentar a exposição para compensar a perda da radiação primária quando é esperada a manutenção da densidade na radiografia. O aumento necessário na exposição depende da eficiência da grade em absorver radiação espalhada. Quanto maior a eficiência da grade, mais prolongada deve ser a exposição. O aumento no tempo de exposição também depende da proporção entre a radiação espalhada e a primária, isto é, depende da parte do corpo que é radiografada.

O fator de grande importância envolvido nesta compensação relativa à exposição é o *mAs*, que será tratado no próximo capítulo.

Enfim, cada tipo de grade possui um fator de absorção de radiação. É o *fator Bucky* (FB), que é definido como a razão entre a radiação incidente na grade e a radiação transmitida pela grade, de acordo com a equação (2.15).

$$FB = \frac{RI}{RT} \quad (2.15)$$

onde *RI* é a radiação incidente na grade e *RT* a radiação transmitida pela grade.

2.8 - Fantoma

Qualquer avaliação de efeitos prejudiciais aos pacientes, ocorridos em decorrência de um exame radiológico, requer um conhecimento da distribuição da dose recebida pelo corpo. Para isso, foram indicados materiais que reproduzem efeitos que ocorrem no tecido biológico irradiado, inclusive ao redor. São os denominados substitutos de tecidos (ICRU_89).

Uma estrutura com substitutos de tecidos biológicos é chamada *fantoma*. As propriedades de atenuação dos substitutos de tecidos biológicos são dependentes da faixa de energia utilizada e composição química dos materiais estudados (ICRU_92).

Os fantasmas são empregados em diagnóstico por imagem, radioterapia, medicina nuclear, proteção radiológica e radiobiologia (Subtil_02). A necessidade de fantasmas distintos para aplicações médicas, resultou na utilização de fantasmas complexos gerando dificuldade para comparação de diferentes equipamentos radiológicos para uma mesma proposta clínica (Pina_02). Por isso surgiram as recomendações de fantasmas com padrão universal para as áreas de interesse (ICRU_92). Podem ser classificados como fantasmas dosimétricos, fantasmas de calibração, fantasmas de imagem.

Um fantoma simulador de corpo com geometria complexa e composto de diversos tecidos é denominado fantoma antropomórfico. Este é utilizado e apresentado neste trabalho no capítulo 4.

CAPÍTULO 3 - PARÂMETROS ELÉTRICOS E RENDIMENTO DO TUBO DE RAIOS-X

3.1 - Introdução

É necessária uma exposição correta do paciente aos Raios-X quando é produzida uma radiografia diagnóstica. Os fatores que influenciam e determinam a quantidade e a qualidade de radiação X para a qual o paciente é exposto são chamados de fatores de exposição.

Este capítulo trata de importantes fatores do processo de radiodiagnóstico que exercem influência direta no espectro de Raios-X; a tensão e a corrente elétrica, além do tempo de exposição, assim como apresenta o conceito de rendimento de um tubo de Raios-X.

3.2 - Tensão elétrica

Os feixes de Raios-X são caracterizados pelos aspectos físicos de intensidade e energia (Curry III_90). A intensidade do feixe está relacionada com o grau de impressão ou escurecimento que uma exposição provoca em um filme radiográfico e a energia por sua vez se relaciona com o poder de penetração dos fótons. A esse poder de penetração dos fótons é associado o termo “qualidade”, relativo ao feixe de Raios-X, enquanto o termo “quantidade” se refere ao número de fótons que compõem o feixe. Os dois termos empregados para o feixe de Raios-X, qualidade e quantidade, estão inseridos no conjunto da qualidade do sistema como um todo. A qualidade dos fótons é proporcional à tensão elétrica aplicada entre os eletrodos do tubo de Raios-X e a quantidade é proporcional à corrente elétrica do tubo no tempo de exposição. Assim, quando se ajusta a técnica utilizada em um exame radiográfico, está ocorrendo uma variação da qualidade e da quantidade dos Raios-X. Por conseguinte, a técnica radiográfica sempre estará relacionada à corrente do tubo, tensão de pico e tempo de exposição.

Na tabela 3.1 é mostrada a relação de influência entre os fatores de exposição e a quantidade e qualidade dos Raios-X.

Tabela 3.1 - Influência dos fatores de exposição em quantidade e qualidade de Raios- X (Bushong_01).

Fator aumentado	Mudança na quantidade	Mudança na qualidade
Tensão elétrica	aumento	aumento
Corrente elétrica	aumento	sem mudança
Tempo de exposição	aumento	sem mudança
distância	diminuição	sem mudança
filtração	diminuição	aumento

A corrente do tubo de Raios-X é ajustada pela corrente do filamento e essa relação depende da tensão do tubo . Este fato está ilustrado na figura 3.1.

Figura 3.1 - Relação entre corrente elétrica do tubo, corrente elétrica do filamento e a tensão elétrica do tubo (Bushong_01).

Como a corrente do tubo é controlada por mudança da corrente do filamento; por causa da emissão termoiônica, uma pequena mudança na corrente do filamento resulta em uma grande mudança na corrente do tubo.

A energia máxima dos fótons de um feixe de Raios-X depende intrinsecamente da máxima tensão que é aplicada no tubo de Raios-X, ou seja, a **kVp**. A medida da radiação, ou ainda, o aumento da intensidade do feixe de Raios-X é proporcional ao quadrado da kVp (Scaff_79), e cada acréscimo de potencial aumentará a energia efetiva do espectro. Então, para exames radiológicos, desvios de valores de kVp modificam significativamente as condições energéticas do feixe de Raios-X, exercendo influência no contraste da imagem final e podendo em consequência comprometer a elaboração do diagnóstico.

Em procedimentos para o controle de qualidade, existem vários métodos para a aferição da kVp, que de uma forma geral podem ser divididos em métodos diretos e métodos indiretos. O chamado método absoluto com divisores de tensão, que adquirem o valor diretamente dos componentes operacionais do aparelho por cabos adaptadores; e o método dos centelhadores (“spark-gap”), com aberturas esféricas ou pontuais também conectadas através de cabos adaptadores ao tubo de Raios-X, são exemplos de métodos invasivos ao sistema de alta tensão do aparelho e portanto estão inseridos na classe de métodos diretos. Essa classe é considerada inadequada para medidas rotineiras de equipamentos de radiografia de uma forma geral, pois demandam grande tempo e possuem riscos relativos ao próprio caráter invasivo do sistema de alta tensão do aparelho, como choques elétricos, além de necessitarem de um sensível grau de calibração e uso de equipamento volumoso.

Assim, os métodos indiretos se destacam. Eles avaliam os parâmetros de funcionamento do sistema pelo próprio feixe de Raios-X e são comuns nas práticas de programas de controle de qualidade rotineiros de sistemas radiográficos.

Os penetrâmetros são sistemas formados normalmente por determinados materiais absorvedores de Raios-X posicionados entre o feixe e o filme radiográfico. O absorvedor em geral é um bloco de alumínio ou cobre em forma de uma cunha com degraus de várias espessuras. Os blocos são postos sobre uma placa de chumbo com fileiras de furos que se localizam sob cada um dos degraus da cunha. Na exposição da cunha é usado outro material absorvedor que serve como referência. A imagem revelada mostra uma seqüência de círculos com um grau normalmente homogêneo de escurecimento e outra com um grau variável. O círculo com mesma densidade óptica da seqüência referencial é determinado por comparação entre as duas seqüências. Assim é determinado o “degrau de igualdade” que é o círculo correspondente à espessura da cunha que apresentou a mesma absorção de Raios-X que o absorvedor de referência no

potencial aplicado. O valor de kVp aplicado ao tubo que forneceu o específico “degrau de igualdade” é inferido através de curvas de calibração levantadas experimentalmente.

Assim, foi apresentado por (Stanton_66) os primeiros detalhes importantes de uma técnica referencial para avaliação de kVp até os dias atuais. Toma por base o modelo proposto por Benoist em 1901, citado em (Stanton_66), que consistia em um disco central fino de prata, rodeado por 12 anéis de Al com 1 a 12 mm de espessura, especificando a qualidade do feixe através da espessura do degrau com a mesma absorção do disco de prata.

A técnica de (Stanton_66) utiliza um instrumento que é desdobrado em dois penetrômetros básicos para faixas de baixa e alta kVp. O dispositivo faz uso de um bloco retangular de polietileno com duas cunhas metálicas idênticas de cada lado. Para a unidade de baixa kVp é usado um bloco de referência de polietileno de 3 cm de espessura e cunhas de Al, e para a unidade de alta kVp é usado um bloco de 6 cm de espessura com cunhas de latão. Quando o filme é revelado, a área sob o polietileno apresenta densidade óptica constante ao passo que as áreas sob as cunhas apresentam densidade variável, sendo mais clara na região sob os degraus mais espessos e mais escura sob os mais finos. Por comparação entre as áreas é determinado o “degrau de igualdade”, ou seja, o degrau correspondente à espessura de Al ou latão de absorção igual ao polietileno. O princípio de operação está relacionado às curvas de coeficiente de absorção dos materiais em função da energia aplicada ao feixe.

Ainda segundo (Stanton_66) existem fatores importantes, tais como espessura e filtração, que influenciam a escolha dos materiais do dispositivo. O polietileno foi escolhido por razões de estabilidade e homogeneidade.

No trabalho de Ardran & Crooks (Ardran_68) é apresentado um método baseado no princípio do penetrômetro, com alterações da técnica desenvolvida em (Stanton_66), que são a utilização de cobre como material da cunha que é sobreposta a uma tela intensificadora, e outra tela usada como referência ao invés do polietileno. Todo o sistema é colocado sobre uma placa de chumbo com seqüências de furos (uma sob a cunha e outra sobre a tela de referência) e acoplado a um cassete com o filme.

Com a análise dos resultados do método, chamado “método do número de referência de cobre”, correspondente à espessura necessária de cobre para obter o “degrau de igualdade”, os autores especificaram que até aquela época a técnica descrita em (Stanton_66) era a melhor, e que o método por eles descrito era um desenvolvimento. O mesmo método é reavaliado por comparação de seus resultados

com medidas realizadas a partir de um medidor espectral de cintilação (Ardran_69), onde foi verificado que o dispositivo também poderia ser usado para a determinação da energia média dos feixes de Raios-X para diagnóstico.

O dispositivo para a medição de kVp de (Ardran_68) com modificações práticas para uso geral em hospitais para diagnósticos mamográficos é o chamado “chassi de Wisconsin”, composto por filtro de cobre de 0,15 mm na região ou faixa de 30 kVp e 0,25 nas faixas de 35, 40 e 50 kVp. Cada faixa possui uma cunha de degraus de alumínio e cobre posicionada sobre uma coluna com dez furos em uma “máscara”; sob a qual há uma tela intensificadora. Uma fina lâmina de acrílico com atenuador óptico é localizada entre a tela e o filme. O dispositivo possui uma região que permite medidas da camada semi-redutora. Esse penetrâmetro é analisado no trabalho de Cruty & Ghilardi (Cruty_80) com medidas obtidas através de um divisor de tensão e um osciloscópio, que foram utilizadas como parâmetros de comparação. Foi concluído que enquanto a precisão de cassetes mamográficos dependem do material do alvo, ondulação de tensão e filtração, o chassi de Wisconsin não apresenta o mesmo comportamento na sua resposta espectral.

Uma modificação prática do penetrâmetro de (Stanton_66) é apresentada em (Ghilardi_85) para uma operação na faixa usual de diagnóstico, com vantagens acerca do “design” de (Ardran_68).

Pelas comparações de (Ghilardi_85), além da relação de maior simplicidade e menor custo, o penetrâmetro apresenta uma precisão comparável àquele de (Ardran_68), cobrindo a mesma faixa. Os filmes obtidos pelos dois instrumentos são semelhantes após a exposição. O instrumento de (Ghilardi_85) foi composto por um bloco de polietileno de 6 cm de espessura, paralelo a uma cunha de 12 degraus de 0,1 mm de cobre cada, sobrepostos a duas seqüências de furos em uma placa de chumbo, dispondo de filtro de cobre endurecedor do feixe. Trata-se de um penetrâmetro que apresentou resultados comparáveis ao dispositivo de (Ardran_68) com vantagens importantes de custo, operação e simplicidade para os testes de calibração de tensão de aparelhos de Raios-X destinados ao diagnóstico, ainda com sugestão de modificações apropriadas para calibrações em outras faixas radiológicas.

Contudo, a necessidade de treinamento para uma operação conveniente e a identificação do “degrau de igualdade”, que muitas vezes só é possível através de um densitômetro, são considerados problemas práticos que o penetrâmetro apresenta, apesar de ainda ter utilização atualmente.

Há uma grande variedade de outros tipos de sistemas que podem ser utilizados na avaliação da kVp. No trabalho de Mahler & Lifshits (Mahler_84), para a medição da kVp, foram usadas células de silício sob filtros de alumínio de várias espessuras na exposição aos Raios-X. Com um gerador pulsante de Raios-X calibrado, tinha-se um pulso quadrado de sinal de saída com a duração do tempo de exposição, e a altura equivalente a kVp e corrente elétrica do tubo. Foram levantadas curvas de acordo com as respostas em um gráfico relacionando a kVp com a “razão de transferência” do filtro. Essa razão de transferência, ou simplesmente a RT, significa o resultado de uma divisão da tensão de saída adquirida em uma célula filtrada pela tensão de saída de uma célula não filtrada. Pelo levantamento dessas curvas é possível determinar o valor efetivo da kVp para qualquer gerador, já que a RT para cada valor de kVp é constante e tem firme dependência com a espessura do filtro, além da própria tensão. Por exemplo, para exposições de 80 kVp e 300 mA, a tensão da célula sem filtração adicional é 160 mV e com 1mm de alumínio é 130 mV. A RT é nesse caso 0,81. Com 2mm de alumínio, a tensão é 100mV e a RT é reduzida para 0,62. Para 3 mm a RT é reduzida para 0,56 e para 6 mm a mesma se torna 0,4. O sistema assim constituído tem a vantagem de realizar a avaliação de forma não invasiva no próprio feixe de Raios-X e não no filme. Além disso, apresenta linearidade e baixa margem de erro.

Em Schiabel & Frere (Schiabel_90) foi adaptado para sistemas mamográficos um dispositivo anteriormente desenvolvido (Schiabel_88) para avaliar a kVp, que utilizava um sistema detector de cintilação constituído de um cristal cintilador de iodeto de sódio dopado com tálio, com propriedade de emitir luminescência visível quando um feixe radioativo incide em sua superfície. O cristal foi acoplado a uma fotomultiplicadora que transforma o nível de energia luminosa captada em corrente elétrica mensurável, com posterior acoplamento a um circuito eletrônico para realizar o tratamento do sinal e indicar o valor da kVp em “display” digital.

O dispositivo tem uma formação básica de dois blocos. O primeiro contém o sensor de Raios-X para realizar a detecção do nível energético do feixe, e o outro bloco corresponde aos componentes eletrônicos, as fontes de alimentação do equipamento e os mostradores digitais, sendo que a ligação entre eles é feita através de cabos.

O primeiro bloco, chamado “ bloco sensor ” é colocado na janela do tubo de Raios-X e o segundo bloco, chamado “ bloco de controle”, possui os botões para ajuste de operação do circuito eletrônico durante a aferição da kVp.

Quando ocorre a incidência de Raios-X, o cristal emite luz violeta que é dirigida à janela da fotomultiplicadora, que transforma o nível de energia luminosa captada em pulsos elétricos. No último estágio da fotomultiplicadora, é obtido um pulso elétrico com amplitude proporcional à energia do sinal luminoso captado. O sinal luminoso proveniente do cristal, que tem resposta linear, corresponde a uma amplitude de pulso de saída da fotomultiplicadora que é proporcional à energia do feixe de Raios-X, e portanto à kVp que o gerou. Então, o circuito eletrônico acoplado faz o tratamento do sinal de saída da fotomultiplicadora, indicando em “displays” digitais o valor numérico da kVp aplicada na ocasião.

O circuito eletrônico do detector é constituído por três partes, que são o circuito de tratamento dos pulsos de saída da fotomultiplicadora, um conversor A/D para a implementação de uma saída digital e o grupo de mostradores digitais.

Com base nesse trabalho, foram projetados dois novos circuitos eletrônicos que foram acoplados ao conjunto original de cristal e fotomultiplicadora para tratarem o sinal elétrico e indicarem os valores de outros dois parâmetros nos “displays”; a corrente elétrica do tubo e o tempo de exposição do feixe. A figura 3.2 ilustra o sistema completo para aferição dos três parâmetros.

Figura 3.2 - Representação de sistema para aferição de kVp por meio de detecção de cintilação (Schiabel_90).

De forma similar ao trabalho exposto anteriormente, foram fixados alguns valores conhecidos de kVp's e então levantadas curvas de calibração relacionando a corrente do tubo e o valor de máxima amplitude dos pulsos (V_o).

O circuito eletrônico deve ter um sinal de saída que satisfaça uma relação da forma :

$$V_s = \left(\frac{1}{A} \right) \cdot (V_o - B) \quad (3.1)$$

onde V_s é o valor do sinal de saída do circuito (em mV), V_o é o valor da máxima amplitude dos pulsos de saída da fotomultiplicadora (em V), obtido em curva de calibração, e A e B são constantes dependentes da inclinação e do ponto de corte da curva.

A parte relativa a aferição do tempo de exposição tem por base um sistema de relógio digital constituído por um gerador de pulsos de período correspondente a 0,1 s e contadores e divisores de frequência. O gerador de pulsos dispara no momento em que há sinal vindo da fotomultiplicadora e a contagem dos pulsos é então interrompida quando o sinal cessa.

Entretanto, o dispositivo detector de cintilação apresenta inconvenientes; que são: a necessidade de um delicado isolamento óptico do conjunto detector, a característica higroscópica do iodeto de sódio que cria uma necessidade de cuidados especiais contra a umidade e também o custo do conjunto de cristal, fotomultiplicadora e fonte de alimentação.

Curi (Curi_98) desenvolveu um instrumento que possibilita a avaliação de diversos parâmetros. Entre esses parâmetros está a kVp, que tem sua avaliação realizada através da utilização de uma cunha de alumínio que fica localizada sobre um sensor de silício. O sensor possui área de entrada de Raios-X de $1,57 \text{ mm}^2$ e a cunha tem dimensões de 5,35 mm de espessura máxima e 0,5 mm de espessura mínima com 2 cm de largura de rampa e 11,49 cm de comprimento. A cunha fica acoplada a um mecanismo que promove um movimento através de um motor CC, e esse movimento sobre o sensor ocorre para causar no mesmo diferentes níveis de atenuação conforme a variação de sua espessura.

Quando ocorre a exposição de Raios-X, o “software” faz o registro do sinal vindo do sensor e simultaneamente a cunha começa a se deslocar sobre o sensor. O sinal possui um valor referencial que é constante; passa por uma interrupção, que é causada pela existência de uma lâmina de chumbo, e progressivamente decresce de acordo com o avanço da cunha no sentido da máxima espessura. Todo esse processo pode ser visualizado na tela de saída do “software”.

Um levantamento da relação entre o maior pico e seu segundo pico determina um gráfico de correlação entre a razão de V_a (sinal não filtrado) e V_b (sinal filtrado) e a kV_p que gerou o feixe. Dessa forma, pode ser medido na curva o valor real da kV_p no aparelho de radiografia, utilizando o mesmo princípio de “razão de transferência” descrito no trabalho de Mahler & Lifshits (Mahler_84). O processo de relação entre os sinais filtrado e não filtrado foi estabelecido por testes previamente realizados para verificação de comportamento do sensor de silício e também pela referência da literatura.

Alguns sistemas comerciais de aferição de kV_p utilizam também o conceito da RT nas suas aferições. Por exemplo, o sistema NERO (Victoreen-Inc.) através do uso de um microprocessador, calcula a kV_p da relação entre dois canais de detectores filtrados diferentemente (A e B). Quando uma exposição de Raio-X é feita, o NERO tira uma amostra dos dois canais de detectores simultaneamente em uma razão de 100 amostras por segundo. As formas de ondas do detector são digitalizadas por um par de conversores de 100 kHz, 16 bits A/D e armazenadas em memória. O sistema tem memória suficiente para depósito de dados de forma de onda que ocorrem na ordem de 480 ms. Para exposições que ultrapassam 480 ms de duração, o NERO armazena os primeiros 320 ms da forma de onda e os últimos 160 ms.

A kV_p é calculada como uma função (F) da razão entre os dois canais de detectores, A e B (r). Os cálculos para kV_p , kV_p efetiva e kV_p média são resumidos abaixo:

$$kV_p = F (r) \quad (3.2)$$

onde r é a razão de pico B/A ;

$$kVp \text{ média} = F (r) \quad (3.3)$$

onde r é a média da razão de pico B/A ;

$$kVp \text{ efetiva} = F (r) \quad (3.4)$$

onde r é a razão $\Sigma B / \Sigma A$.

A informação de calibração que o NERO usa para calcular a kVp é armazenada em memória no seu sistema de controle.

A seguir é mostrado o sistema NERO modelo 8000 mAx, que é patrimônio do departamento de Física Médica e Radioproteção do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Figura 3.3 - Sistema NERO 8000 mAx.

3.3 - Corrente elétrica

A *corrente elétrica do tubo de Raios-X* determina a quantidade de radiação na exposição do paciente. Quando há uma seleção de 100 mA por exemplo, $6,3 \times 10^{17}$ elétrons fluem pelo tubo de Raios-X a cada segundo e para uma seleção de 500 mA fluem $3,15 \times 10^{18}$ elétrons por segundo. Admitindo um tempo de exposição constante, a relação entre o fluxo de elétrons no tubo e a quantidade de Raios-X produzidos é diretamente proporcional (Bushong_01). O número de elétrons é controlado pela temperatura do filamento no catodo, ou seja, quanto mais aquecido estiver o filamento, maior será o número de elétrons disponíveis para formar a corrente elétrica do tubo. Para esse controle há um circuito elétrico próprio de baixa tensão.

As três principais seções de um sistema de Raios-X são o próprio tubo de Raios-X, a seção de controle e a seção de geração de alta tensão e estão indicadas na figura 3.4.

Figura 3.4 - Esquema simplificado de um sistema de Raios-X (Bushong_01).

O medidor de corrente elétrica deve ser posicionado na altura do transformador como está mostrado.

Os fatores corrente elétrica e tempo de exposição em segundos são habitualmente associados e usados como um fator na seleção da técnica radiográfica. É o fator **mAs**

que corresponde então ao valor de carga aplicada ao sistema, controlando a quantidade de radiação, a densidade óptica da radiografia e a dose do paciente.

Se o gerador de alta tensão é corretamente calibrado, o mesmo mAs pode ser produzido com diferentes combinações de corrente elétrica e tempo. A tabela 3.2 mostra exemplos dessas relações.

Tabela 3.2 - Produto de corrente elétrica (mA) e tempo (ms) para 10 mAs (Bushong_01).

mA		ms		mAs
100	x	100	=	10
200	x	50	=	10
300	x	33	=	10
400	x	25	=	10
600	x	17	=	10
800	x	12	=	10
1000	x	10	=	10

Para uma determinada exposição, a corrente elétrica necessária é inversamente proporcional ao tempo de exposição. Esse fato é representado pela equação (3.5):

$$\frac{CO}{NC} = \frac{NT}{TO} \quad (3.5)$$

onde CO é a corrente elétrica original, NC é a nova corrente elétrica, NT é o novo tempo de exposição e TO é o tempo original de exposição.

Se por exemplo uma corrente elétrica de 25 mA e um tempo de exposição de 0,4 segundo forem usados, e supondo que para deter um movimento seja necessário diminuir o tempo de exposição para 0,04 segundo; a corrente elétrica necessária será 250 mA.

Os Raios-X divergem em trajetórias estreitas cobrindo uma área cada vez maior com a diminuição de intensidade conforme o afastamento da fonte. A relação entre a distância e a intensidade de radiação segue a *lei do inverso do quadrado da distância*, já que a variação da intensidade de radiação é inversamente proporcional ao quadrado da variação da distância do objeto em relação à fonte. Assim, para se produzir uma determinada densidade em uma distância diferente é necessário variar a *exposição*

diretamente em relação ao quadrado da distância, ou seja, a exposição deve ser aumentada para se obter um aumento na distância ou diminuída para se obter uma diminuição na distância. Essa relação é representada pela fórmula (3.6):

$$\frac{NT}{TO} = \frac{ND^2}{DO^2} \quad (3.6)$$

onde NT é o novo tempo de exposição, TO é o tempo original de exposição, ND é a nova distância e DO é a distância original.

A fórmula geral envolvendo a corrente elétrica e a distância entre a fonte de radiação e o receptor de imagem está representado em (3.7) e a fórmula para mAs e distância é expressa em (3.8).

$$\frac{NC}{CO} = \frac{ND^2}{DO^2} \quad (3.7)$$

$$\frac{NmAs}{mAsO} = \frac{ND^2}{DO^2} \quad (3.8)$$

onde NC é a nova corrente elétrica, CO é a corrente elétrica original, $NmAs$ é o novo mAs, $mAsO$ é o mAs original, ND é a nova distância e DO é a distância original.

Em (Ros_00) foi verificada a variação da tensão em função da corrente elétrica utilizando um aparelho de Raios-X modelo Neo-Diagnomax, que possui um seletor de tempo de exposição e outro de produto da corrente e tempo de exposição em modo de radioscopia e um seletor de corrente elétrica no modo de fluoroscopia. Para as medições foram utilizados o aparelho invasivo Dynalyser III e os não invasivos NERO 6000M e RMI 242.

O valor de mAs medido diferiu de seu valor nominal para cada valor de tensão, com um aumento para valores de tensão maiores. O tempo de exposição foi mantido fixo em 1 s e o valor de kVp aumentou com o mAs, atingindo um valor máximo de tensão em torno de 125 mAs, caindo novamente com o aumento do mAs. Para o valor

nominal de 32 mAs, o valor da tensão sofreu queda, por razão de ajuste eletrônico do equipamento de Raios-X.

Foi constatado que para valores abaixo de 80 mAs, a tensão atingida foi inferior aos valores nominais com uma variação superior a 10 %, evidenciando assim a necessidade de um ajuste no aparelho de Raios-X conforme a Portaria 453.

Para o modo de fluoroscopia que possui uma variação de valor nominal de corrente na faixa de 0,5 a 4,0 mA, a variação máxima do valor de tensão foi inferior a 2 % em toda a faixa, não havendo portanto a necessidade de ajuste.

Essa demonstração se constitui em exemplo de que ambos fatores tensão e corrente se influenciam. Existe uma grande quantidade de pontos de ajuste para a determinação do valor de cada tensão para cada corrente selecionada em um equipamento de Raios-X, caracterizando assim um procedimento complexo. A corrente elétrica do tubo é um importante parâmetro operacional que determina, além da densidade óptica no filme, a dose do paciente.

3.4 - Rendimento

A grandeza dosimétrica da *exposição* determina a medida da quantidade de ionização produzida pela radiação X no ar. A expressão seguinte representa a *exposição* em um certo ponto:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (3.9)$$

onde dQ é a soma de todas as cargas de mesmo sinal criadas no ar quando todos os elétrons, liberados por fótons em um volume de ar de massa dm , são completamente freados no próprio ar.

A unidade de exposição no Sistema Internacional é o C/kg. Entretanto, a unidade especial é o Roentgen (R), onde $1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$.

A consideração de que a densidade óptica de um filme radiográfico é dependente da exposição, que se refere à quantidade de radiação que atinge uma determinada área do filme, porém independente da taxa pela qual a energia é absorvida, é o fundamento da *lei da reciprocidade*:

$$E = I.T \quad (3.10)$$

onde E é a exposição, I a intensidade e T o tempo de exposição.

Assim, quando a intensidade e o tempo variam reciprocamente, a exposição permanece constante. Todavia, a lei tem validade apenas para filmes expostos diretamente aos Raios-X, e quando são combinados com telas intensificadoras, é válida apenas em determinado intervalo de tempo de exposição (Pina_02).

A exposição varia linearmente com o mAs. Para um feixe incidente, a taxa de exposição de Raios-X varia aproximadamente com o quadrado da kVp:

$$I = I_0 \left(\frac{kV}{kV_0} \right)^2 \quad (3.11)$$

onde I_0 é a intensidade medida para kV_0 e I é a intensidade estimada quando a tensão é alterada de kV_0 para kV .

Assim, para uma duplicação da intensidade de um feixe incidente, é necessário aumentar o potencial entre os eletrodos do tubo em aproximadamente 41%. Todavia, por razão dos diferentes poderes de penetração de feixes de diferentes tensões, a intensidade do feixe que atinge o filme tem uma variação diferente com a kVp. Um aumento de 10 kV, na prática, causa aproximadamente uma duplicação da taxa de exposição do feixe que atinge o filme.

O *rendimento* de um tubo de Raios-X é dado por:

$$r = \frac{X}{mAs} \quad (3.12)$$

onde X é o valor de exposição em mR .

O rendimento do tubo varia com a sua idade, por razão do desgaste natural da superfície do anodo e do acúmulo de metal no vidro, decorrentes da evaporação do material do alvo, o que ocasiona um aumento da filtração inerente.

CAPÍTULO 4 - MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 - Introdução

Para que seja possível uma implementação adequada das técnicas a serem utilizadas, há uma importância fundamental na realização de avaliação das condições dos equipamentos, ou seja, o presente trabalho corrobora a necessidade da existência de um Programa de Garantia de Qualidade em serviços de diagnóstico por imagem, mais especificamente o radiodiagnóstico. Dessa forma, inicialmente foram realizados os procedimentos de controle de qualidade nos equipamentos de Raios-X envolvidos neste trabalho.

A seguir serão resumidos os testes de controle de qualidade aplicados nos equipamentos:

- O teste de coincidência entre campo de Raios-X e campo de luz que tem por objetivo verificar se o campo de radiação, delimitado pelo colimador do equipamento de Raios-X, está sendo corretamente simulado pelo campo de luz proveniente do próprio colimador. Complementando o teste anterior, também foi realizado o teste de alinhamento do campo de Raios-X com o receptor de imagem e perpendicularidade do feixe de Raios-X, que verifica se o feixe de Raios-X correspondente ao centro do campo de luz está perpendicular ao plano do sistema receptor de imagem. Para estes testes foi utilizada uma placa retangular com um campo delimitado por linhas de material opaco aos Raios-X (cobre), juntamente com um cilindro de material transparente (com 16 centímetros de comprimento) com duas pequenas esferas de aço, uma fixa no centro de sua base e outra verticalmente no centro do seu topo;
- O teste do ponto focal, pelo qual é possível avaliar o tamanho do ponto focal aparente do tubo de Raios-X, a partir da resolução da imagem de um objeto apropriado. Para este teste foi utilizado um dispositivo de teste de avaliação do ponto focal contendo um padrão de fendas, e adaptado em um suporte de acrílico com 15 centímetros de altura;

- Teste de exatidão do indicador e reprodutibilidade da tensão elétrica do tubo que tem como objetivo avaliar e verificar se a indicação da tensão do tubo no painel de controle, para qualquer corrente selecionada, está em conformidade com os padrões de desempenho estabelecidos pela Portaria 453. Para este teste foi utilizado o sistema NERO 8000 mAx (Victoreen) com a possibilidade de leitura direta e devidamente calibrado, mostrado no campo de radiação pela figura 4.1;

Figura 4.1 - Sistema NERO na avaliação da tensão elétrica.

- Teste de reprodutibilidade e linearidade da exposição que tem como objetivo avaliar e verificar se a constância da taxa de Kerma para um determinado mAs, a linearidade do rendimento e o valor do rendimento a 80 kVp estão em conformidade com os padrões de desempenho estabelecidos na Portaria 453. Foi utilizado também o sistema NERO;
- Teste de exatidão do tempo de exposição que tem o objetivo de avaliar a exatidão do indicador de tempo de exposição, ou seja, o desvio médio relativo entre o tempo de exposição real (medido) e o nominal (selecionado no comando do equipamento de Raios-X). Para esta avaliação foram utilizados o medidor eletrônico de tempo de exposição MRA-X Ray Timer - modelo CQ 03 e o sistema NERO;

- Teste para a avaliação da camada semi-redutora (CSR) que determina a CSR do feixe de Raios-X emitido pelo sistema, para determinada tensão real (kVp). Para isso, foi utilizado o sistema de dosimetria modelo 9015 da marca Radcal Corporation com eletrômetro e câmara de ionização apropriada e um conjunto de placas de alumínio de alta pureza e espessuras variadas.
- Teste do fator Bucky para a avaliação do fator de absorção de radiação da grade, onde são detectadas exposições com e sem efeito de grade no campo de radiação para diferentes valores de tensão elétrica. Foi utilizado o sistema dosimétrico com eletrômetro e câmara de ionização da marca Radcal Corporation, que é mostrado na figura 4.2.

Figura 4.2 - Sistema dosimétrico com eletrômetro e câmara de ionização.

Com o objetivo de desenvolver técnicas radiográficas correspondentes entre aparelhos de Raios-X diferentes, a energia efetiva do espectro é igualada através da CSR. Tal como é feito na prática de controle de qualidade para a determinação da CSR, o presente trabalho realiza a aproximação de equivalência espectral.

A partir do valor nominal de kVp do aparelho adaptador da técnica, é obtido o seu valor real medido em campo. Com isso é adquirido o valor de CSR. Este valor corresponde a uma kVp real do aparelho a ser adaptado com sua respectiva kVp

nominal. Em consequência são engendrados os valores de mAs, rendimento e fator Bucky.

Com a execução dos procedimentos de controle de qualidade, os valores correspondentes às medidas obtidas em campo são inseridos em modelos de trabalho constituintes do sistema computacional desenvolvido, que oferece funções de ajuste. Para cada aparelho de Raios-X são disponibilizados modelos referentes aos testes, sendo um modelo para cada teste, ou ainda, um modelo para cada avaliação da grandeza em questão. Ocorrem conseqüentemente os armazenamentos dos diversos valores resultados em bancos de dados para o controle de qualidade. As grandezas são posteriormente importadas dos bancos de dados e correlacionadas para a adaptação das técnicas radiográficas.

Os procedimentos de avaliação da tensão elétrica do tubo e camada semi-redutora são considerados indispensáveis para um controle de qualidade efetivo em radiodiagnóstico e conforme lei vigente devem ser realizados periodicamente. Na determinação da camada semi-redutora, que tem fundamental importância neste trabalho, é necessário que o feixe de radiação seja bem colimado, para que seja evitada a contribuição de radiações secundárias, que pode originar valores adversos de CSR. Além disso, a distância entre a fonte de radiação e o sistema de detecção deve sempre ser observada.

Com isso, para o teste da camada semi-redutora e conseqüente avaliação do rendimento, além do fator Bucky, foi utilizado o método sem fantoma, e também outro método com fantoma homogêneo, que passa a ser descrito na seqüência.

4.2 - Fantoma Equivalente ao Paciente

Foi utilizado neste estudo um *Fantoma Equivalente ao Paciente* (FEP), que é o fantoma homogêneo empregado na calibração de feixes de Raios-X em radiodiagnóstico. O FEP foi desenvolvido com base no projeto do *American National Standards Institute* (ANSI_82) com a finalidade de aproximar os espectros primários e secundários da radiação que o atravessam daqueles incidentes na combinação tela-filme procedentes de fantasmas antropomórficos.

O FEP é conhecido como fantoma “três em um”, já que pode ser arranjado de maneiras distintas, podendo simular as características de absorção e espalhamento da radiação para um exame de tórax, um exame de extremidade e um exame de crânio e/ou pelve de um homem padrão com aproximadamente 1,75 m de altura e 73,5 kg (Pina_02).

O simulador de crânio e pelve utilizado nesta pesquisa é constituído de seis blocos de lucite, com dimensões de (30x30x2,5)cm cada, como mostra a figura 4.3. Entre os pares de blocos inferiores e superiores do arranjo são inseridas placas de alumínio com medidas de (30x30x0,2)cm e (30x30x0,1)cm respectivamente.

Figura 4.3 - Simulador em campo de radiação.

Os materiais lucite e alumínio apresentam as características de atenuação similares às do tecido mole e osso.

Com o posicionamento do FEP no centro do campo de radiação, foram colhidos sinais de exposição e realizadas as avaliações com variações de valores de carga e tensão elétrica, na mesma maneira que foram realizadas no método sem a utilização de fantoma. Nas filtrações crescentes, para a determinação da camada semi-redutora, as placas de alumínio foram acrescentadas abaixo do FEP para a posterior adaptação das técnicas radiográficas que resultam imagens correspondentes.

4.3 - Sistema computacional para adaptação de técnicas radiográficas

O sistema computacional foi desenvolvido para utilização em serviços de radiodiagnóstico, possibilitando a adaptação de técnicas radiográficas empregadas entre aparelhos de Raios-X. Foi utilizado o aplicativo Excel, que é utilizado rotineiramente em diversas avaliações de parâmetros no controle de qualidade de equipamentos do serviço de diagnóstico por imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP – USP). No sistema desenvolvido são distribuídos modelos pré-estabelecidos para a aplicação de controle de qualidade.

As grandezas para as quais os modelos são implementados são:

- Tensão elétrica (kVp);
- Camada semi-redutora (CSR);
- Rendimento (r);
- Fator Bucky (FB).

O objetivo de cada modelo de avaliação é gerar função de ajuste para a grandeza em questão.

O menu principal do sistema, mostrado na figura 4.4, permite o acesso ao cadastramento dos equipamentos e tubos de Raios-X, além das avaliações de kVp, rendimento, camada semi-redutora e o fator Bucky. Os comandos abaixo do menu são para a adaptação de técnicas e a saída do sistema.

Figura 4.4 - Menu principal

A camada semi-redutora, o rendimento e o fator Bucky são fatores dependentes do potencial elétrico aplicado entre os eletrodos do tubo de Raios-X. Portanto, a tensão (kVp) possui prioridade nos procedimentos.

4.3.1 - Modelo de avaliação da kVp

No modelo de trabalho para o ajuste da kVp, mostrado na figura 4.5, existem campos destinados aos registros das informações relativas ao teste. Os campos iniciais são reservados para os registros da instituição e serviço, corredor e sala de localização do equipamento, modelo e marca, tubo examinado e seu correspondente código no serviço, data e responsável pela execução do trabalho, instrumento de medida, tipo de foco, preenchimento da distância foco-detector, modo de operação utilizado e opção de mA ou mAs.

Ao realizar a opção mA ou mAs na caixa de combinação, automaticamente aparecerá disponível na segunda coluna a designação mA ou mAs com onze possibilidades de registro, assim como a própria kVp nominal na primeira coluna, o tempo (ms) na terceira coluna e os valores de kVp reais nas duas colunas seguintes, já que para cada valor nominal de tensão existe a possibilidade de dois registros de medidas de kVp real. A sexta coluna é reservada para o registro da kVp real média calculada. Ao lado, o gráfico correspondente da kVp real em função da kVp nominal é disponibilizado.

Abaixo das colunas para preenchimento de valores, valores automaticamente calculados e gráfico, é indicada a função de ajuste:

$$kVp \text{ real} = a.kVp \text{ nominal} + b \quad (4.1)$$

onde a e b são os coeficientes da função.

Em consequência, logo abaixo é indicada a aceitação do teste, isto é, se o desvio é menor ou igual a 10% conforme a norma vigente. Quando o resultado é aceitável, visualiza-se a afirmação sim, caso contrário não em cor vermelha.

As figuras 5.1, 5.5 e 5.9 do próximo capítulo exibem as avaliações de kVp efetuadas para os aparelhos de Raios-X envolvidos na pesquisa.

Avaliação da kVp										
Instituição	NomeIns				▼	Serviço	NomeSer			▼
Corredor	Corredor	▼	Sala	Sala	▼	Modelo	Modelo		Fabricante	
Tubo	Tubo				▼	Código do tubo	CódTub			
Data					Autor	Nome				▼
Instrumento de medida						▼	kVp efetivo			
Foco	▼	DFD(cm)		Modo	▼	Opção de mA ou mAs			▼	
kVp nominal	0	tempo(ms)	kVp real medida 1 medida 2		kVp real média					
Função de ajuste:			$kVp\ real = kVp\ nominal * \#DIV/0! + \#DIV/0!$							
Aceitável?			(Desvio real-nominal ≤ 10 %)				sim			

Figura 4.5 - Modelo de avaliação de kVp

4.3.2 - Modelo de avaliação do rendimento

De uma maneira geral, todos os modelos descritos na sequência possuem campos iniciais semelhantes para registros, ou seja, todos aqueles descritos no primeiro parágrafo do item anterior (4.3.1). No modelo de trabalho para a avaliação do rendimento não há a indicação de modo manual, automático, semi-automático ou programado, e existe uma indicação da unidade de medida (mR), assim como as opções para registrar a utilização do simulador (FEP) ou não. Estas são as diferenciações iniciais no modelo. Este modelo e os restantes descritos adiante são apresentados no apêndice 1. As aplicações dos mesmos são apresentadas no capítulo 5.

Na primeira coluna existem cinco campos, sendo possível registrar uma kVp nominal diferente em cada um deles. Em consequência, na segunda coluna aparecerá calculado o valor de kVp real correspondente a cada valor de kVp nominal inserido na primeira coluna, de acordo com a avaliação da kVp. A terceira coluna é destinada à marcação do valor de corrente em mA ou mAs, da mesma forma que a quarta coluna está destinada à marcação de tempo (ms). Existe a possibilidade de registrar dois valores distintos de mAs ou mA e tempo para cada valor de kVp. As duas colunas seguintes são reservadas para registros de valores de exposição (mR), podendo haver o preenchimento de apenas uma destas colunas.

Na sétima coluna é mostrado o rendimento a 1 metro de distância foco-detector, para as duas possibilidades de valores de mAs, e com duas possibilidades de registros de exposição para cada mAs. Se houver uma segunda exposição para um mesmo valor de mAs, o programa calcula automaticamente o valor médio entre estes valores de exposição e o divide pelo valor mAs. Na coluna seguinte é determinado o rendimento a 1 metro de distância foco-detector para cada valor de kVp, que se distingue da coluna anterior, caso a mesma possua dois valores. A coluna seguinte mostra o desvio percentual, caso haja dois valores na sétima coluna. Logo abaixo existe a indicação do limite de aceitação, que se refere ao desvio percentual entre rendimentos para valores distintos de mA ou mAs devendo ser menor ou igual a 10. Sendo aceitável o resultado, aparecerá a afirmação sim, caso contrário, a afirmação não em cor vermelha. O gráfico do rendimento em função da kVp real é disponibilizado logo abaixo da função de ajuste que é a seguinte:

$$\log(r) = a.\log(kVp \text{ real}) + b \quad (4.2)$$

onde r é o rendimento, a e b são os coeficientes da função.

4.3.3 - Modelo de avaliação da camada semi-redutora

Neste modelo, a diferenciação nos campos iniciais refere-se à não existência de campos para seleção de modo de operação e opção de mA ou mAs. Existe também a opção de registrar a utilização do simulador (FEP).

Os cinco conjuntos de duas colunas são destinados aos registros de kVp, kVp real, mAs, a espessura do absorvedor (mmAl) e a exposição (mR). Para cada valor de kVp existe a possibilidade de quatro registros de valores de espessuras de absorvedor, com duas possibilidades de registros de valores de exposição para cada medida de espessura. O valor de camada semi-redutora é obtido na parte inferior.

A função de ajuste para este modelo é a seguinte:

$$CSR = a.(kVp \text{ real}) + b \quad (4.3)$$

onde CSR é a camada semi-redutora e a e b são os coeficientes da função.

Abaixo da função de ajuste são obtidos os dois gráficos; a exposição (mR) em função da espessura do absorvedor (mmAl) e camada semi-redutora (mmAl) em função da kVp real.

4.3.4 - Modelo de avaliação do fator Bucky

Nos campos iniciais não existem seleções de modo de operação e mA ou mAs, havendo campos para a indicação de distância foco-detector acima da mesa de exame, e distância foco-detector abaixo da mesa. Na mesma maneira dos dois modelos anteriores, existe a opção para registro com simulador.

Existem cinco conjuntos de duas colunas para registros de kVp, kVp real, mAs, exposição pré-grade e exposição pós-grade. Para cada kVp existe a possibilidade de quatro registros de exposição pré e exposição pós, e abaixo obtém-se o fator Bucky.

A função de ajuste para a avaliação do fator Bucky (FB) é:

$$FB = a.(kVp \text{ real})^b \quad (4.4)$$

com os coeficientes a e b .

O gráfico do fator Bucky em função da kVp real é obtido abaixo da função de ajuste.

4.3.5 - Adaptação da técnica radiográfica

O modelo para a adaptação radiográfica é mostrado na figura 4.6. A parte superior do modelo é destinada ao preenchimento do equipamento de referência, enquanto a parte inferior é reservada para o equipamento a ser adaptado. O modelo de adaptação aplicado é parte fundamental deste trabalho e será mostrado no próximo capítulo.

Para que ocorra a adaptação da técnica radiográfica, é necessário selecionar a instituição e o serviço, assim como o corredor e/ou sala de localização do equipamento de referência. Através destes registros, automaticamente são exibidos o modelo e marca do equipamento. Selecionando o tubo, seu código é mostrado automaticamente. Após a seleção de foco fino ou grosso, devem ser registrados separadamente os valores de kVp nominal, distância foco-detector, mAs ou mA e tempo de exposição. Na sequência são feitos os apontamentos do equipamento a ser adaptado e a seleção para a utilização de simulador.

Ao acionar os comandos de busca de valores, localizados abaixo da planilha, haverá uma importação de valores relacionáveis dos bancos de dados resultando em técnicas correspondentes entre os equipamentos.

O valor de kVp real do equipamento de referência é obtido com a indicação da kVp nominal. Conseqüentemente obtém-se a CSR.

Igualando os valores das camadas semi-redutoras dos equipamentos, estará se igualando o valor de energia efetiva, e são obtidos os valores de kVp do equipamento a

ser adaptado. Com os valores de kVp, são também obtidos os rendimentos e os valores de fator Bucky. O cálculo para valor de mAs do equipamento a ser adaptado (mAs_2) é:

$$mAs_2 = mAs_1 \cdot \frac{r_1}{r_2} \cdot \frac{FB_2}{FB_1} \cdot \frac{D_2^2}{D_1^2} \quad (4.5)$$

onde mAs_1 e r_1 são o mAs e o rendimento do equipamento de referência respectivamente; r_2 é o rendimento do equipamento a ser adaptado; D_1 é a distância original; D_2 é a nova distância e FB_1 e FB_2 os fatores Bucky dos respectivos equipamentos.

Desta forma, são apresentados os respectivos valores de kVp real e nominal, mAs, camada semi-redutora, rendimento e fator Bucky para os dois equipamentos em questão.

Em consequência, as técnicas com seus valores para cada aparelho, não obrigatoriamente distintos, corresponderão a uma aproximação ou igualdade de nível de exposição e energia efetiva que atingirá o filme, favorecendo com isto a qualidade do sistema.

Adaptação de técnica radiográfica									
Seleção de equipamento de RX de referência e técnica radiográfica									
Instituição					Serviço				
Corredor	Corredor	Sala	Modelo	0		0			
Tubo	Tubo		Código do tubo	CódTub					
Foco		Modo		DFF(cm)					
kVp nominal				kVp real		CSR(mm Al)			
tempo de exposição (ms)				r(mR/mAs)		FB			
mA		mAs	0						
mAs									
Seleção de equipamento de RX para adaptação da técnica radiográfica									
Instituição					Serviço		NomeSer		
Corredor	Corredor	Sala	Modelo	0		0			
Tubo	Tubo		Código do tubo	CódTub					
Foco		Modo		DFF(cm)					
CSR(mm Al)		kVp real		r(mR/mAs)		FB			
		mA		tempo de exposição (ms)					
		kVp nominal		mAs					
Simulador									
			nenhum						

Figura 4.6 - Modelo para adaptação radiográfica

4.4 - Produção das imagens radiográficas

Com a obtenção das técnicas radiográficas adaptadas à técnica radiográfica apropriada e referencial do equipamento padrão, utilizando o sistema computacional, o passo seguinte é a produção das imagens para validar o processo de adaptação entre os distintos aparelhos de Raios-X. Para isso foi utilizado o fantoma antropomórfico *RANDO* (ICRU_92) pertencente ao Serviço de Física Médica e Radioproteção (HCFMRP – USP), que é apresentado a seguir.

Figura 4.7 - Fantoma antropomórfico.

A técnica radiográfica admitida como apropriada e referencial, tanto para as radiografias de crânio quanto para as radiografias de pelve, foi baseada no trabalho (Pina_02) onde é realizado o estudo para a otimização das imagens.

A avaliação da qualidade da imagem se relaciona com a obtenção de densidades ópticas agradáveis ao olho humano e contrastes radiográficos que possam proporcionar diagnósticos médicos mais seguros. Os métodos utilizados são divididos em categorias de *avaliação subjetiva* e *avaliação quantitativa* da imagem radiográfica.

A técnica de gradação visual (AGV) está inserida na categoria de avaliação subjetiva. Funda-se na avaliação clínica por observação direta de imagens radiográficas, onde o observador faz uma interpretação da qualidade da imagem tendo como base protocolos de radiologia. Com mais imagens servindo de referência, a AGV pode ser realizada de forma relativa, ou sem as mesmas de forma absoluta. O êxito da avaliação é dependente da destreza do observador para a identificação das características relevantes para um diagnóstico clínico preciso. Depende também da iluminação ambiente e do negatoscópio utilizado, que deve possuir intensidade adequada com a densidade do filme.

A avaliação quantitativa realiza-se através da imagem produzida por fantoma constituído de objetos testes, que devem simular estruturas anatômicas importantes para o diagnóstico. A avaliação é dependente do negatoscópio e densitômetro utilizados, assim como da habilidade do observador e da composição e espessura dos objetos testes selecionados.

Portanto, as mesmas técnicas aplicadas em fantoma antropomórfico, nos respectivos aparelhos de Raios-X, foram aplicadas em um fantoma de objetos testes para a existência da avaliação quantitativa, além da avaliação subjetiva. As imagens resultantes são apresentadas no próximo capítulo. O fantoma de objetos testes é o *Fantoma Analítico Realístico* (FAR), descrito na sequência.

4.4.1 - Fantoma Analítico Realístico

O Fantoma Analítico Realístico (FAR) foi construído em um bloco de acrílico (30x30x5)cm no qual foram introduzidos objetos testes analíticos e realísticos, que permitem uma análise das características do modelo clínico em questão (Pina_02).

Para que seja empregado, um objeto teste deve apresentar um formato adequado e uma propriedade de atenuação correspondente à do tecido simulado. Na tabela 4.1 são relacionados os tecidos biológicos simulados e os tecidos equivalentes utilizados para a construção do FAR, assim como as diferenças percentuais de coeficiente de atenuação mássico para determinadas faixas de energia (ICRU_92).

Tabela 4.1 - Diferenças percentuais de coeficiente mássico de atenuação entre objetos testes e estruturas simuladas, para determinadas faixas de energia.

Tecidos	Tecidos equivalentes	Diferença (%)	Energia (MeV)
Tecido mole	Acrílico	< 3	0,15 - 50
Osso cortical	PVC	< 3	0,1 - 15
Osso cortical	Alumínio	> 10	0,015 - 0,06
Tecido adiposo	Nylon-6	< 3	0,05 - 100
Músculo	Nylon-6	> 10	0,01 - 0,04

Na tabela 4.2 são mostradas as relações entre formatos dos objetos testes selecionados para a construção do FAR e estruturas anatômicas simuladas, com a classificação do fantoma.

Tabela 4.2 - Formatos de materiais utilizados como objetos testes no FAR e estruturas anatômicas simuladas, com a classificação do FAR.

Objetos testes	Estruturas simuladas	Classificação
Placas de acrílico	tecido mole	analítico
Calotas de nylon	tumor (músculo)	analítico
Esferas de nylon	gordura (tecido adiposo)	analítico
Esferas de alumínio	Osso cortical	analítico
Degrau de PVC	Osso cortical	analítico
Degrau acrílico-ar	cavidades de ar	analítico
1/2 vértebra	1/2 vértebra	realístico
Osso cortical	micro-calcificação	realístico

A figura 4.8 ilustra o fantoma.

Figura 4.8 - Fantoma analítico realístico (Subtil_02).

Para a avaliação quantitativa da qualidade da imagem, o FAR deve ser adaptado ao FEP (FAR – FEP) na simulação de crânio e pelve de um homem padrão (Pina_02). Para isso, os dois blocos de lucite inferiores do FEP(já apresentado) são substituídos pelo FAR, que deve também ter sobreposta a placa de alumínio, que no FEP é arrumada exatamente entre os dois blocos inferiores.

Desta forma, o FAR – FEP é o instrumento utilizado para quantificar a qualidade das imagens radiográficas produzidas.

CAPÍTULO 5 - RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1 - Introdução

Com os instrumentos NERO 8000 mAx (Victoreen) e o medidor dosimétrico modelo 9015 (Radcal Corporation) com eletrômetro e câmara de ionização, foram tomadas todas as medidas dos testes de controle de qualidade de kVp, CSR, rendimento e fator Bucky. Todas as medições foram realizadas no Serviço de Radiodiagnóstico do HCFMRP – USP.

Os três aparelhos de Raios-X contidos no estudo foram: um modelo Philips Super M 80 DL42 – trifásico de 12 pulsos – série 050T760325, destinado à realização de radiografia e planigrafia; outro modelo Philips Super 70 D62 – trifásico de 12 pulsos – série 21002 (4512/914/4300) para radiografia e fluoroscopia e um modelo Philips Super 80 CP – alta frequência – série 913670 destinado a realização de radiografias. Estes aparelhos na ordem citada são referidos respectivamente neste capítulo como aparelho 1, aparelho 2 e aparelho 3.

Os valores de medições foram introduzidos no sistema computacional que implementou as adaptações da técnica radiográfica.

A técnica radiográfica apropriada e referencial empregada para o exame de crânio e pelve possui valores de 75 kVp e 20 mAs para o aparelho 1, fixado como padrão. Para a realização do trabalho foram padronizadas, para todos aparelhos, as medidas de campo de radiação de (30x30)cm para radiografia de crânio e (40x40)cm para radiografia de pelve.

Assim, são apresentadas inicialmente as avaliações individuais das grandezas para cada aparelho, e no item 5.3 as adaptações realizadas.

5.2 - Implementação dos modelos para avaliações

Através dos modelos de avaliação de kVp, CSR, rendimento e fator Bucky, mostrados na sequência, foram geradas as respectivas funções de ajuste. As figuras 5.1, 5.5 e 5.9 mostram as avaliações de kVp para os aparelhos 1, 2 e 3 com os ajustes lineares. As figuras 5.2, 5.6 e 5.10 exibem as avaliações de CSR adquiridas com variadas espessuras de filtros de alumínio, e os respectivos gráficos da exposição em função do absorvedor e a CSR em função da kVp real. Nas figuras 5.3, 5.7 e 5.11 estão as avaliações de rendimento dos aparelhos, sendo mostradas as curvas do rendimento em função da kVp real.

Os ajustes para o fator Bucky são indicados nas figuras 5.4, 5.8 e 5.12.

Avaliação da kVp									
Instituição	Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto					Serviço	Serviço de Radiodiagnóstico		
Corredor	10	Sala	9	Modelo	Super M80 DL42			Philips	
Tubo	Radiografia			Código do tubo	HCRPSR1009-R				
Data	12/08/03			Autor	Ricardo				

Instrumento de medida				Nero		kVp efetivo	
Foco	Grosso	DFD(cm)	100	Modo	Manual	Opção de mA ou mAs	mAs

kVp nominal	mAs	tempo(ms)	kVp real		kVp real
			medida 1	medida 2	média
40	10		37,7	37,9	37,8
60	10		54,8	54,9	54,9
80	10		75,9	75,9	75,9
100	10		96,6	96,8	96,7
120	10		116,6	116,8	116,7

Função de ajuste:	$kVp\ real = kVp\ nominal * 0,99825 + -3,47$
Aceitável? (Desvio real-nominal <= 10 %)	sim

Figura 5.1 - Avaliação da kVp para o aparelho 1.

Figura 5.2 - Avaliação da CSR para o aparelho 1.

Avaliação do Rendimento

Instituição	Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto				Serviço	Serviço de Radiodiagnóstico	
Corredor	10	Sala	9	Modelo	Super M80 DL42		Philips
Tubo	Radiografia		Código do tubo	HCRPSR1009-R			
Data	12/08/03			Autor	Ricardo		

Instrumento de medida			Radcal			Unidade de leitura		mR	
Simulador	FEP pelve/crânio								
Foco	Grosso		Distância-foco-detetor (cm)			100	Modo	mAs	
kVp nominal	kVp real		mAs	t(ms)	mR1	mR2	mR/mAs	mR/mAs	Desvio(%)
40	36,4		40		0,2822	0,3039	0,01	0,01	4,4
			10		0,0664	0,0678	0,01		
60	56,3		25		1,626	1,634	0,07	0,07	1,7
			10		0,6731	0,6752	0,07		
80	76,2		20		4,827	4,796	0,24	0,25	4,5
			10		2,616	2,647	0,26		
100	96,1		10		5,366	5,518	0,54	0,56	3,6
			20		11,71	11,68	0,58		
120	116,1		10		10,05	9,607	0,98	0,95	2,9
			20		18,53	18,55	0,93		
Limite de Aceitação		Desvio (%) entre rendimentos para valores distintos de mA ou mAs deve ser <=							10,0
Aceitável		sim							
Ajuste		$\log(R)=$ 4,272931185 * $\log(kVp \text{ real}) +$ -8,737512844

Figura 5.3 - Avaliação do rendimento para o aparelho 1.

Avaliação do Fator Bucky									
Instituição	Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto					Serviço	Serviço de Radiodiagnóstico		
Corredor	10	Sala	9	Modelo	Super M80 DL42		Philips		
Tubo	Radiografia			Código do tubo	HCRPSR1009-R				
Data	12/08/03	Simulador	FEP pelve/crânio			Autor	Ricardo		

Instrumento de medida				Radcal					Foco	Grosso
Distância Foco-Detector (acima da mesa)				100	Distância Foco-Detector (abaixo da mesa)				112	
kVp	40	kVp	60	kVp	80	kVp	100	kVp	120	
kVpR	36,4	kVpR	56,3	kVpR	76,2	kVpR	96,1	kVpR	116,1	
mAs	40	mAs	25	mAs	20	mAs	10	mAs	10	
Exp.pré	Exp.pós	Exp.pré	Exp.pós	Exp.pré	Exp.pós	Exp.pré	Exp.pós	Exp.pré	Exp.pós	
0,287	0,025	1,626	0,22	5,322	0,779	5,566	0,83	12,12	1,97	
0,306	0,029	1,632	0,183	5,5	0,689	5,56	0,81	12,46	1,89	
FB	8,75	FB	6,44	FB	5,88	FB	5,41	FB	5,08	
Ajuste: Ajuste log-log: $FB = a \cdot kVp^b$: $FB = 43,28 \cdot kVp_{real}^{-0,45687}$

Figura 5.4 - Avaliação do fator Bucky para o aparelho 1.

Avaliação da kVp

Instituição	Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto			Serviço	Serviço de Radiodiagnóstico
Corredor	9	Sala	2	Modelo	r 70 Diagnost 62 (980340002501 XC490) Philips
Tubo	Radiografia			Código do tubo	HCRPSR0902-R
Data	12/08/03			Autor	Ricardo

Instrumento de medida			Nero		kVp efetivo	
Foco	Grosso	DFD(cm)	100	Modo	Manual	Opção de mA ou mAs
						mAs

kVp nominal	mAs	tempo(ms)	kVp real medida 1	kVp real medida 2	kVp real média
40	35		43,9	43,7	43,8
60	30		64,7	64,6	64,7
80	22		77,9	78	78,0
100	18		94,4	94,4	94,4
120	16		116,3	118,8	117,6

Função de ajuste:	$kVp\ real = kVp\ nominal * 0,88625 + 8,77$	
Aceitável?	(Desvio real-nominal ≤ 10 %)	sim

Figura 5.5 - Avaliação da kVp para o aparelho 2.

Figura 5.6 - Avaliação da CSR para o aparelho 2.

Avaliação do Rendimento

Instituição	Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto			Serviço	Serviço de Radiodiagnóstico		
Corredor	9	Sala	2	Modelo	r 70 Diagnost 62 (980340002501 XC490 Philips		
Tubo	Radiografia			Código do tubo	HCRPSR0902-R		
Data	12/08/03			Autor	Ricardo		

Instrumento de medida		Radcal				Unidade de leitura		mR	
Simulador	FEP pelve/crânio								
Foco	Grosso	Distância-foco-detetor (cm)			100	Modo	mAs		
kVp nominal	kVp real	mAs	t(ms)	mR1	mR2	mR/mAs	mR/mAs	Desvio(%)	
40	46,9	35		0,2973	0,3253	0,01	0,01	6,1	
		12		0,0916	0,0974	0,01			
60	62,2	30		1,327	1,361	0,04	0,04	8,8	
		8		0,2711	0,3299	0,04			
80	77,5	22		3,198	3,2	0,15	0,14	5,3	
		6		0,7718	0,7985	0,13			
100	92,9	18		6,058	6,111	0,34	0,31	7,9	
		5		1,465	1,418	0,29			
120	108,2	16		8,395	10,38	0,59	0,55	6,3	
		4		2,045	2,089	0,52			
Limite de Aceitação		Desvio (%) entre rendimentos para valores distintos de mA ou mAs deve ser <=						10,0	
Aceitável		sim							
Ajuste		$\log(R)=5,062309774 * \log(kVp \text{ real}) + -10,48987919$

Figura 5.7 - Avaliação do rendimento para o aparelho 2.

Figura 5.8 - Avaliação do fator Bucky para o aparelho 2.

Avaliação da kVp

Instituição	Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto			Serviço	Serviço de Radiodiagnóstico		
Corredor	8	Sala	26	Modelo	Super 80 CP		Philips
Tubo	Radiografia		Código do tubo	HCRPSR0826-R			
Data	13/08/03			Autor	Ricardo		

Instrumento de medida		Nero		kVp efetivo	
Foco	Grosso	DFD(cm)	100	Modo	Manual
			Opção de mA ou mAs		
			mAs		

kVp nominal	mAs	tempo(ms)	kVp real		kVp real média
			medida 1	medida 2	
40	10		36,8	36,8	36,8
60	10		57,1	57,1	57,1
80	10		76,4	76,4	76,4
100	10		95,5	95,6	95,6
120	10		115,3	115,3	115,3

Função de ajuste:	$kVp \text{ real} = kVp \text{ nominal} * 0,97725 + -1,95$	
Aceitável? (Desvio real-nominal <= 10 %)	sim	

Figura 5.9 - Avaliação da kVp para o aparelho 3.

Figura 5.10 - Avaliação da CSR para o aparelho 3.

Avaliação do Rendimento

Instituição	Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto				▼	Serviço	Serviço de Radiodiagnóstico		▼	
Corredor	8	▼	Sala	26	▼	Modelo	Super 80 CP		Philips	
Tubo	Radiografia			▼	Código do tubo		HCRPSR0826-R			
Data	13/08/03				Autor	Ricardo				▼

Instrumento de medida		Radcal		▼		Unidade de leitura		mR		
Simulador	FEP pelve/crânio								▼	
Foco	Grosso		▼	Distância-foco-detetor (cm)		100	Modo	mAs		▼
kVp nominal		kVp real		mAs	t(ms)	mR1	mR2	mR/mAs	mR/mAs	Desvio(%)
40	37,1	30				0,1491	0,1563	0,01	0,005	2,5
		20				0,0939	0,0998	0,00		
60	56,7	30				2,062	2,06	0,07	0,069	0,6
		20				1,394	1,389	0,07		
80	76,2	20				4,374	4,372	0,22	0,220	0,8
		15				3,319	3,345	0,22		
100	95,8	10				4,745	4,736	0,47	0,471	0,5
		5				2,346	2,343	0,47		
120	115,3	10				8,2	8,23	0,82	0,827	0,6
		5				4,139	4,18	0,83		
Limite de Aceitação		Desvio (%) entre rendimentos para valores distintos de mA ou mAs deve ser <=								10,0
Aceitável		sim								
Ajuste:		$\log(R)=$ 4,468629096 * $\log(kVp \text{ real}) +$ -9,171459232

Figura 5.11 - Avaliação do rendimento para o aparelho 3.

Figura 5.12 - Avaliação do fator Bucky para o aparelho 3.

5.3 - Adaptação de técnicas radiográficas

Com a geração das funções de ajuste e todos os valores do estudo de cada aparelho armazenados nos próprios bancos de dados, foram selecionados os valores de 75 kVp e 20 mAs para o aparelho 1 na parte superior do modelo para adaptação de técnicas, conforme mostra a figura 5.13. Na sequência foram realizadas as seleções para o aparelho 2 obter a adaptação, utilizando a parte inferior do modelo. A CSR obtida foi de 5,23 mm Al. A técnica obtida para o aparelho 2 possui valores de 69 kVp e 34 mAs com valores de 68,9 kVp real, rendimento de 0,07 mR/mAs e FB igual a 4,58 correspondentes aos valores de 71,3 kVp real, rendimento de 0,15 mR/mAs e FB igual a 6,17 no aparelho 1.

Posteriormente foi feita a adaptação no aparelho 3, representada pela figura 5.14. A CSR tem o valor mantido em 5,23 mm Al. Os valores obtidos neste caso foram de 80 kVp e 13 mAs com correspondentes valores de 76,6 kVp real, rendimento de 0,17 mR/mAs e FB igual a 4,64.

As adaptações citadas ocorreram com as avaliações relacionadas ao uso do simulador FEP, ou seja, com esta opção selecionada. Um baixo rendimento é compensado pelo fator mAs conforme a fórmula (4.5). Todos os resultados são mostrados nas figuras 5.13 e 5.14 seguintes.

Com técnicas radiográficas correspondentes foram produzidas imagens radiográficas equivalentes.

As figuras 5.15 e 5.16 apresentam as adaptações realizadas sem o emprego do FEP, que resultaram em técnicas com pior ajuste, que por sua vez ofereceram imagens de pior qualidade.

Adaptação de técnica radiográfica									
Seleção de equipamento de RX de referência e técnica radiográfica									
Instituição		Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto				Serviço		Serviço de Radiodiagnóstico	
Corredor	10	Sala	9	Modelo	Super M80 DL42			Philips	
Tubo	Radiografia			Código do tubo	HCRPSR1009-R				
Foco	Grosso	Modo	mAs	DFP(cm)	100				
kVp nominal	75			kVp real	71,3	CSR(mm Al)	5,23		
tempo de exposição (ms)				R(mR/mAs)	0,15	FB	6,17		
mA				mAs	20				
mAs	20								
Seleção de equipamento de RX para adaptação da técnica radiográfica									
Instituição		Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto				Serviço		Serviço de Radiodiagnóstico	
Corredor	9	Sala	2	Modelo	Super 70 Diagnost 62 (980340002501 XC4)			Philips	
Tubo	Radiografia			Código do tubo	HCRPSR0902-R				
Foco	Grosso	Modo	mAs	DFP(cm)	100				
CSR(mm Al)	5,23	kVp real	68,9	R(mR/mAs)	0,07	FB	4,58		
				mA				tempo de exposição (ms)	
				kVp nominal	69	mAs	34		
Simulador									
		FEP pelve/crânio							

Figura 5.13 - Adaptação radiográfica com simulador

Adaptação de técnica radiográfica									
Seleção de equipamento de RX de referência e técnica radiográfica									
Instituição		Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto				Serviço		Serviço de Radiodiagnóstico	
Corredor	10	Sala	9	Modelo	Super M80 DL42			Philips	
Tubo	Radiografia			Código do tubo	HCRPSR1009-R				
Foco	Grosso	Modo	mAs	DFP(cm)	100				
kVp nominal	75			kVp real	71,3	CSR(mm Al)	5,23		
tempo de exposição (ms)				R(mR/mAs)	0,15	FB	6,17		
mA				mAs	20				
mAs	20								
Seleção de equipamento de RX para adaptação da técnica radiográfica									
Instituição		Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto				Serviço		Serviço de Radiodiagnóstico	
Corredor	8	Sala	26	Modelo	Super 80 CP			Philips	
Tubo	Radiografia			Código do tubo	HCRPSR0826-R				
Foco	Grosso	Modo	mAs	DFP(cm)	100				
CSR(mm Al)	5,23	kVp real	76,6	R(mR/mAs)	0,17	FB	4,64		
mA				tempo de exposição (ms)					
kVp nominal		80	mAs	13					
Simulador									
Simulador		FEP pelve/crânio							

Figura 5.14 - Adaptação radiográfica com simulador

Adaptação de técnica radiográfica									
Seleção de equipamento de RX de referência e técnica radiográfica									
Instituição		Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto				Serviço		Serviço de Radiodiagnóstico	
Corredor	10	Sala	9	Modelo	Super M80 DL42			Philips	
Tubo	Radiografia			Código do tubo	HCRPSR1009-R				
Foco	Grosso	Modo	mAs	DFF(cm)	100				
kVp nominal	75			kVp real	71,3	CSR(mm Al)	2,69		
tempo de exposição (ms)				R(mR/mAs)	5,80	FB	3,79		
mA				mAs	20				
mAs	20								
Seleção de equipamento de RX para adaptação da técnica radiográfica									
Instituição		Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto				Serviço		Serviço de Radiodiagnóstico	
Corredor	9	Sala	2	Modelo	Super 70 Diagnost 62 (980340002501 XC4)			Philips	
Tubo	Radiografia			Código do tubo	HCRPSR0902-R				
Foco	Grosso	Modo	mAs	DFF(cm)	100				
CSR(mm Al)	2,69	kVp real	71,9	R(mR/mAs)	4,39	FB	2,54		
mA				tempo de exposição (ms)					
kVp nominal	73	mAs	18						
Simulador									
Simulador		nenhum							

Figura 5.15 - Adaptação radiográfica sem simulador

Adaptação de técnica radiográfica									
Seleção de equipamento de RX de referência e técnica radiográfica									
Instituição		Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto			Serviço		Serviço de Radiodiagnóstico		
Corredor	10	Sala	9	Modelo	Super M80 DL42			Philips	
Tubo	Radiografia			Código do tubo	HCRPSR1009-R				
Foco	Grosso	Modo	mAs	DEF(cm)	100				
kVp nominal	75			kVp real	71,3	CSR(mm Al)	2,69		
tempo de exposição (ms)				R(mR/mAs)	5,80	FB	3,79		
mA				mAs	20				
mAs	20								
Seleção de equipamento de RX para adaptação da técnica radiográfica									
Instituição		Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto			Serviço		Serviço de Radiodiagnóstico		
Corredor	8	Sala	26	Modelo	Super 80 CP			Philips	
Tubo	Radiografia			Código do tubo	HCRPSR0826-R				
Foco	Grosso	Modo	mAs	DEF(cm)	100				
CSR(mm Al)	2,69	kVp real	71,0	R(mR/mAs)	5,67	FB	3,38		
mA				tempo de exposição (ms)					
kVp nominal	75	mAs	18						
Simulador									
nenhum									

Figura 5.16 - Adaptação radiográfica sem simulador

5.4 - Avaliação das imagens radiográficas

Os elementos sensiométricos envolvidos no estudo foram padronizados. O filme utilizado foi o IBF RX-V (35,6x35,6)cm com o chassi equipado com tela intensificadora Kodak Lanex Regular e processadora automática Kodak RP X-OMAT. Foram então realizadas as avaliações subjetiva e quantitativa das imagens.

5.4.1 - Avaliação subjetiva de qualidade das imagens

As imagens radiográficas adquiridas foram avaliadas em ocasiões diferentes pela técnica AGV relativa e AGV absoluta. O profissional observador é um médico radiologista do HCFMRP – USP. O apêndice 2 apresenta o protocolo utilizado na instituição e as diretrizes estabelecidas pela Comunidade Européia (Pina_02).

As imagens geradas pelas técnicas adaptadas e referencial são exibidas a seguir.

Figura 5.17 - Imagem radiográfica de crânio obtida do aparelho 1.

Figura 5.18 - Imagem radiográfica de crânio obtida do aparelho 2.

Figura 5.19 - Imagem radiográfica de crânio obtida do aparelho 3.

Figura 5.20 - Imagem radiográfica de pelve obtida do aparelho 1.

Figura 5.21 - Imagem radiográfica de pelve obtida do aparelho 2.

Figura 5.22 - Imagem radiográfica de pelve obtida do aparelho 3.

As radiografias de crânio apresentam boas definições da calota craniana, sistema orbitário, região mandibular e crista gali, assim como as radiografias de pelve definem bem ossos ilíacos e púbis, sendo indicadas para diagnóstico de tecido ósseo e partes moles.

Existe equivalência entre as imagens das figuras 5.17, 5.18 e 5.19, assim como são equivalentes as imagens das figuras 5.20, 5.21 e 5.22.

5.4.2 - Avaliação quantitativa de qualidade das imagens

Foram obtidas imagens do FAR-FEP, para a técnica referencial e as técnicas adaptadas, ou seja, as técnicas do aparelho 1, aparelho 2 e aparelho 3. Um exemplo das mesmas é demonstrado na figura 5.23. A partir destas imagens foi realizada a avaliação quantitativa pela medição das densidades ópticas nos degraus expostos à radiação X.

Figura 5.23 - Imagem radiográfica obtida com FAR – FEP.

Na avaliação foram considerados todos os degraus de acrílico + PVC que simulam as estruturas ósseas

Para as medidas foi utilizado o densitômetro digital MRA (nº patrimônio:48477-HCFMRP-USP). Os valores de densidades ópticas nos filmes estão tabelados abaixo.

Tabela 5.1 - Degraus e densidades ópticas.

Degrau	Aparelho 1	Aparelho 2	Aparelho 3
1	1,16	1,08	1,15
2	1,37	1,29	1,32
3	1,6	1,53	1,54
4	1,85	1,77	1,79
5	2,03	1,98	2,01

As relações de degraus e densidades ópticas dos filmes correspondentes aos três aparelhos com retas aproximadas são apresentadas a seguir.

Figura 5.24 - Curvas de densidades ópticas em função dos degraus com ajustes lineares.

A figura 5.25 apresenta as curvas de contraste em função da densidade óptica, referentes aos três aparelhos de Raios-X estudados, e obtidas com derivadas de valores das densidades ópticas nas regiões lineares das curvas sensitométricas.

Figura 5.25 - Gráfico do contraste em função da densidade óptica.

Os coeficientes angulares das regiões lineares das curvas sensitométricas, representantes dos contrastes, são demonstrados pelas linhas pontilhadas no gráfico e tabelados a seguir.

Tabela 5.2 - Coeficientes angulares das regiões lineares das curvas sensitométricas.

	Aparelho 1	Aparelho 2	Aparelho 3
coef.angular	0,222	0,228	0,219

As variações de contraste para os três aparelhos são desprezíveis em função dos limites de aceitação dos testes de controle de qualidade diários do processamento, que é $\pm 0,2$ (diferença de densidade óptica).

5.5 - Sugestões para pesquisas futuras

Para que seja possível a realização dos procedimentos de controle de qualidade sem a necessidade de usar o FEP, são propostos fatores de correção envolvendo a técnica radiográfica adquirida sem a utilização direta de valores obtidos com simulador. Para isso, foram obtidas curvas experimentais com as respectivas funções a serem implementadas na correção.

O fatores de correção serão relações como a seguinte:

$$FCI = \frac{I_{CS}}{I_{SS}}$$

onde FCI é o fator de correção para as grandezas CSR, rendimento ou FB, I_{CS} é a grandeza com simulador e I_{SS} é a grandeza sem simulador.

Com o controle de qualidade realizado adquire-se o valor da grandeza sem simulador, que conjugado ao fator de correção fornece o valor da grandeza com simulador. Assim, após a realização do controle de qualidade, torna-se possível a tomada de uma técnica correspondente à técnica que seria adquirida através de medições com FEP em campo, com o fator de correção embutido na técnica adaptada sem o emprego de simulador.

No estudo, todos os fatores são criados em função da CSR sem simulador.

Uma atenção especial é reservada, e deve ser feita, sobre a forma de onda do aparelho em questão.

Desta forma, para a produção do fator de correção de CSR (FCCSR) é executada uma análise separada entre os aparelhos trifásicos com mesma forma de onda e o aparelho de alta frequência. Para os aparelhos com mesma forma de onda obtém-se uma curva de ajuste polinomial, enquanto para o aparelho de alta frequência um ajuste linear. O gráfico representativo é indicado na figura 5.26.

Figura 5.26 – Fator de correção de CSR com ajuste polinomial para aparelhos com mesma forma de onda e ajuste linear para o aparelho de alta frequência.

Para o fator de correção de fator Bucky (FCFB) também é proposto um exame separado de ajuste polinomial para aparelhos com mesma forma de onda e outro ajuste polinomial para o aparelho 3.

Figura 5.27 – Fator de correção de fator Bucky com ajustes polinomiais diferenciados.

O fator de correção de rendimento (FCr) é adotado com mesmo ajuste polinomial para os três aparelhos.

Figura 5.28 – Fator de correção de rendimento com ajuste polinomial para os aparelhos.

CAPÍTULO 6 - CONCLUSÕES

A eficiência da metodologia desenvolvida neste trabalho foi comprovada. Com a fixação de uma técnica radiográfica padrão e a obtenção de outras correspondentes por adaptação através do sistema computacional, após a realização do controle de qualidade, todas as imagens médicas geradas de crânio e pelve foram de alta qualidade e equivalentes. As figuras 5.17, 5.18, 5.19 e 5.20, 5.21 e 5.22 demonstram as equivalências das imagens, atingindo o objetivo do trabalho.

Com isso, os aparelhos de Raios-X são coordenados de maneira eficiente para o processo radiológico. Aparelhos de Raios-X diferentes, inclusive diferenciados em forma de onda, produzem um mesmo padrão de imagem final.

A técnica ideal padronizada foi determinada com base em trabalho prévio de otimização de imagens com minimização de dose para o paciente.

A metodologia é expansiva para outras avaliações, tanto no que se refere a outros fatores a serem acrescentados no sistema computacional quanto outras modalidades de exames, tais como tórax, extremidades e conseqüentemente todo o corpo humano.

Igualar os valores de energia efetiva através da camada semi-redutora se mostrou um meio eficiente para a promoção de adaptações de técnicas radiográficas.

As avaliações de kVp, rendimento, camada semi-redutora e fator Bucky são sistematizadas para quaisquer aparelhos de Raios-X de modo prático e eficaz. A armazenagem de valores nos bancos de dados permite a verificação de características dos aparelhos em qualquer tempo.

Todos os aparelhos envolvidos na pesquisa devem estar em conformidade com a lei vigente. As figuras 5.1, 5.5 e 5.9 mostram que as regressões lineares realizadas para os três aparelhos na geração das funções de ajuste para a avaliação da kVp mantiveram os desvios entre valores nominais e valores reais de kVp sempre dentro dos limites aceitáveis de qualidade, ou seja, abaixo de 10%. Todas as outras avaliações, que ocorrem em consequência desta grandeza, também foram mantidas em boas e aceitáveis condições de qualidade. Os desvios percentuais entre os rendimentos para valores

distintos de corrente ou carga elétrica para todos os aparelhos sempre se mantiveram inferiores ao limite de 10%.

O uso do simulador FEP se mostrou apropriado e necessário para a execução do trabalho e a conseqüente obtenção das imagens equivalentes através das técnicas radiográficas correspondentes. Desta forma é determinado que o FEP passe a fazer parte dos procedimentos de controle de qualidade para a posterior adaptação das técnicas.

Os testes iniciais envolvendo os fatores de correção foram realizados no aparelho 3, para que o mesmo FEP não precise fazer parte dos procedimentos. Para isso, se mostrou providencial a condição de geração dos fatores de correção em função da camada semi-redutora sem simulador; sendo até mais apropriada do que estar em função da kVp. Para esta implementação, ainda são necessários estudos complementares.

O uso do fantoma antropomórfico reproduz uma situação real tanto na questão anatômica quanto no espalhamento e atenuação diferencial dos fótons do feixe de Raios-X que chegam no filme.

A adaptação das técnicas radiográficas teve validação pelas análises subjetiva e objetiva da qualidade das imagens. Para a análise objetiva foi imprescindível a utilização do FAR-FEP.

É perceptível na escala de valores utilizada no gráfico de contraste em função das densidades ópticas, para a análise objetiva da qualidade das imagens geradas, que as diferenças de contrastes para os três casos são insignificantes. Nas curvas do mesmo gráfico da figura 5.25, as regiões de maiores contrastes são aproximadas, o que caracteriza a eficiência da metodologia.

Com a padronização dos elementos sensitométricos (filme, chassi e processadora), ficou assegurado que a qualidade da imagem será reproduzida para um bom diagnóstico médico, independente do equipamento de Raios-X utilizado.

Com o presente trabalho, o operador tem a opção de dirigir-se ao computador, que em geral é localizado no próprio corredor das salas de Raios-X, e verificar a correspondência entre as técnicas, os valores de parâmetros utilizados, de uma sala para outra, ou seja, de um aparelho para outro, ou ainda, de um tubo para outro tubo de Raios-X. Assim é evitado o erro de técnica implementada. O paciente também é beneficiado com isso, pois com tal procedimento a repetição do exame torna-se desnecessária, o que significa evidentemente uma redução de dose. Além disso, são evitados o desperdício de filme e desgaste do equipamento.

Os benefícios da metodologia proposta são notáveis, podendo ser implantada em qualquer serviço de radiodiagnóstico.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

(Ardran_68)

ARDRAN,G.M.;CROOKS,H.E.(1968). Checking diagnostic X-ray beam quality. *British.Journal of Radiology*,v.41, p.193-198.

(Ardran_69)

ARDRAN,G.M.;BURT,A.K.;CROOKS,H.E.;PEAPLE,L.H.J.(1969). Comparison of a radiographic measurement of x-ray beam quality with spectral measurements. *British Journal of Radiology*,v.42,p.757-761.

(Beetlestone_58)

BEETLESTONE, A.; THURMER,G.(1958). Some considerations of focal spot size. *The British Journal of Radiology*, v.31,n.369,p.492-496.

(Burgess_77)

BURGESS,A.E.(1977). Focal Spots:III Field characteristics. *Investigative Radiology*,v.12, n.1, p.54-61.

(Burgess_79)

BURGESS,A.E.(1979). A mammography quality assurance test program. *Radiology*, v.133, p.491-495.

(Bushong_01)

BUSHONG,S.C.(2001). *Radiologic Science for Technologists-Physics, Biology and Protection*, 7 ed.

(Cruty_80)

CRUTY,M.R.;GHILARDI,T.N.(1980). Evaluation of the spectral response of the wisconsin mammographic kVp cassettes. *Medical Physics*, v.7,n.2,p.151-156.

(Curi_98)

CURI,N.S.M.(1998).*Controle de qualidade em radiologia:um novo instrumento para avaliação do ponto focal e das características operacionais*.São Carlos.112p.Tese (Doutoramento)-Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo.

(Curry III_90)

CURRYIII,T.S.;DOWDEY,J.E.;MURRY,R.C.(1990).*Christensen's Physics of Diagnostic Radiology*,4.ed.Philadelphia, Lea & Febiger.

(Doi_75)

DOI,K.;FROMES,B.;ROSSMANN,K.(1975).New device for accurate measurement of X-ray intensity distribution of X-ray tube focal spots. *Medical Physics*,v.2,p.268-273.

(Doi_77)

DOI,K.(1977).Field characteristics of geometric unsharpness due to X-ray tube focal spot. *Medical Physics*, v.4, n.1,p.15-20.

(Fritz_82)

FRITZ,S.L.;LIVINGSTON,W.H.(1982). A comparison of computer and measured heel effect for various target angles. *Medical Physics*, v.9, n.2, p.216-219.

(Fritz_85)

FRITZ,S.L.;LIVINGSTON,W.H.(1985). The effect of anode curvature on radiographic heel effect. *Medical Physics*,v.12, n.4, p.443-446.

(Ghilardi_82)

GHILARDI,T.N.;CAMERON,J.(1982).Segurança de qualidade em radiodiagnóstico – FFCLRP – USP.

(Ghilardi_83)

GHILARDI,T.N.;SIMÃO,C.(1983). Princípios físicos e o controle da qualidade da imagem em mamografia. *Radiologia Brasileira*, v.16,n.2, p.125-130.

(Ghilardi_85)

GHILARDI,T.N.;CAMERON,J.R.(1985). An inexpensive kVp penetrometer. *Medical Physics*, v.12,n.2,p.259-260.

(Ghilardi_86)

GHILARDI,T.N.(1986).Algumas contribuições visando a evolução do controle de qualidade em radiodiagnóstico. Livre docência apresentada a Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

(ICRU_89)

International Commission on Radiation Units and Measurements; "Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement", ICRU Report 44; Bethesda, MD;1989.

(ICRU_92)

International Commission on Radiation Units and Measurements; "Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection", *ICRU Report 48*; Bethesda, MD; 1992.

(Johns_83)

JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R. (1993). *The Physics of Radiology*, 4ed., Illinois, Charles C. Thomas Publisher.

(Kratzat_88)

KRATZAT, M. (1988). Evaluating the importance of focal spot sizes in mammography. *Medicamundi*, v.33, p.74-80.

(Loo_84)

LOO, L.D.; DOI, K.; METZ, C. (1984). A comparison of physical image quality indices and observer performance in the radiographic detection of nylon beads. *Phys. Med. Biol.*, v.29, p.837-856.

(Madsen_89)

MADSEN, J.U. (1989). Focal spot size measurements for microfocus x-ray sets- *NDT International*, v.22(5), p.292-296.

(Mahler_84)

MAHLER, Y.; LIFSHITS, N. (1984). Use of photovoltaic cells for effective kVp measurements. *Med and Biol. Eng. Comput.*, v.22, p.190-192.

(Marques_98)

MARQUES, M.A. (1998). *Simulação computacional de parâmetros importantes de sistemas radiológicos*. São Carlos. 156p. Tese (Doutoramento)-Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo.

(Mattsson_68)

MATTSSON, O. (1968). Focal spot variations with exposure data—important factors in daily routine. *Acta Radiol*, v.7, p.161-169.

(Muntz_79)

MUNTZ, E.P. (1979). Analysis of the significance of scattered radiation in reduced dose mammography, including magnification effects, scatter suppression, and focal spot and detector blurring. *Medical Physics*, v.6, p.110-117.

(Nelson_92)

NELSON,R.E.(1992). Acceptance testing of radiologic systems : experience in testing 129 imaging systems at two major medical facilities. *Radiology*, v.183, p.563-567.

(Nickoloff_90)

NICKOLOFF,E.L.(1990). Mammographic resolution : influence of focal spot intensity distribution and geometry. *Medical Physics*, v.17, p.436-447.

(Oliveira_95)

OLIVEIRA,H.J.Q.(1995).*Simulação Computacional da nitidez de imagens radiológicas para controle de qualidade*.São Carlos.189p.Dissertação (Mestrado)- Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

(Pereira_82)

PEREIRA,A.A.(1982).*Curso de física em radiodiagnóstico para médicos residentes*. Publicação do Colégio Brasileiro de Radiologia e Comissão Nacional de Energia Nuclear.Apostila, Rio de Janeiro.

(Pina_02)

PINA,D.R.(2002).*Metodologia para otimização de imagens radiográficas*.Ribeirão Preto.Tese (Doutoramento)- Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

(Ros_00)

ROS,R.A.(2000).*Metodologia de controle de qualidade de equipamentos de Raios-X (nível diagnóstico)utilizados em calibração de instrumentos*.São Paulo. 97p. Dissertação (Mestrado)-IPEN, Autarquia associada à Universidade de São Paulo.

(Santos_97)

SANTOS,L.H.E.(1997). *Novo dispositivo com sensoramento eletrônico para localização do raio central de feixes de Raios-X em equipamentos de radiodiagnóstico*.SãoCarlos.112p.Dissertação(Mestrado)-Escolade Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

(Scaff_97)

SCAFF,L.A.M.(1997).*Física da radioterapia*.São Paulo, Sarvier.

(Scaff_79)

SCAFF,L.A.M.(1979).*Bases Físicas da Radiologia :Diagnóstico e Terapia*. São Paulo, Sarvier.

(Schiabel_97a)

SCHIABEL,H.;CURI,N.S.M.;FRÈRE,A.F.(1997). Novo dispositivo para aferição de kVp e dose em equipamentos de radiodiagnóstico. *Radiologia Brasileira*, v.30,p.257-262.

(Schiabel_96)

SCHIABEL,H.;CURI,N.S.M.;DOMINGUES,C.O.;VIEIRA,M.A.C.;FRÈRE,A.F.(1996).Instrumento portátil para aferição de kVp e dose em equipamentos de Raios-X médicos. Anais do 4º Congresso Português de Engenharia Biomédica – BIOENG'96 – Aveiro,18 e 19 de abril de 1996.

(Schiabel_90)

SCHIABEL,H.;FRÈRE,A.F.(1990). Controle de qualidade em sistemas mamográficos: aferição da kVp, corrente de tubo e tempo de exposição utilizando detector de cintilação. *Revista Brasileira de Engenharia*, v.7,n.1.

(Schiabel_88)

SCHIABEL,H.(1988).*Análise da qualidade de feixes de Raio-X em unidades mamográficas através do desenvolvimento de sistemas medidores da kVp*. São Carlos.223p.Dissertação (Mestrado)-Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

(Seemann_68)

SEEMANN,H.E.(1968). "Physical and Photographic Principles of Medical Radiography". Wiley

(Stanton_66)

STANTON,L.;LIGHTFOOT,D.A.;MANN,S.(1966). A penetrameter method for field kV calibration of diagnostic X-ray machines. *Radiology*, p.423-435.

(Subtil_02)

SUBTIL,L.J.(2002).Desenvolvimento de um fantoma antropomórfico de extremidade para padronização de imagens radiográficas.Ribeirão Preto.Dissertação (Mestrado)- Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

(Takenaka_68)

TAKENAKA,E.;KINOSHITA,K.;NAKAJIMA,R.(1968).Modulation transfer function of the intensity distribution of the roentgen focal spot. *Acta Radiology*, v.7, p.263-272.

(Trefler_76)

TREFLER,M.;GRAY,J.E.(1976).Characterization of the imaging properties of x-ray focal spots. *Applied Optics*, v.15, p.3099-3104.

(Vieira_99)

VIEIRA,M.(1999).*Avaliação de qualidade em radiodiagnóstico:Simulação computacional para investigação da camada semi-redutora*. São Carlos. Dissertação (Mestrado)- Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

(Wood_94)

WOOD,D.(1994).*Optoelectronic semiconductor devices*, Prentice Hall (NY).

(Wolbarst_93)

WOLBARST,A.B.(1993). *Physics of Radiology*.Norwalk, Appleton & Lange.

Modelos de avaliação

Avaliação do Rendimento

Instituição					Serviço	NomeSer
Corredor	Corredor	Sala	Sala	Modelo	Modelo	Fabricante
Tubo	Tubo			Código do tubo		
Data				Autor	Nome	

Instrumento de medida					Unidade de leitura	mR		
Simulador	nenhum							
Foco		Distância-foco-detetor (cm)				Modo		
kVp nominal	kVp real	0	t(ms)	mR1	mR2	mR/mAs	mR/mAs	Desvio(%)
Limite de Aceitação	Desvio (%) entre rendimentos para valores distintos de mA ou mAs deve ser <=							10,0
Aceitável								
Ajuste	$\log(R) = \quad \quad \quad * \log(kVp \text{ real}) +$

Avaliação da CSR										
Instituição	NomeIns				Serviço		NomeSer			
Corredor	Corredor	Sala	Sala	Modelo	Modelo	Fabricante				
Tubo	Tubo			Código do tubo		CódTub				
Data					Autor	Nome				
Instrumento de medida										Foco
Simulador	nenhum									
kVp		kVp		kVp		kVp		kVp		
kVpR		kVpR		kVpR		kVpR		kVpR		
mAs		mAs		mAs		mAs		mAs		
x(mmAl)	Exp.(mR)	x(mmAl)	Exp.(mR)	x(mmAl)	Exp.(mR)	x(mmAl)	Exp.(mR)	x(mmAl)	Exp.(mR)	
0,0		0,0		0,0		0,0		0,0		
CSR		CSR		CSR		CSR		CSR		
Ajuste					CSR = kVp real * #DIV/0! + #DIV/0!					

The graph shows the relationship between the exposure X in mR (y-axis, 0 to 1) and the aluminum filter thickness x in mm Al (x-axis, 0 to 1). Six adjustment points are plotted, showing a linear trend. A legend indicates that all points are 'Ajuste' (adjustment) points.

The graph shows the relationship between the CSR in mm Al (y-axis, 0.00 to 1.00) and the real kVp (x-axis, 0.0 to 6.0). Five measured values are plotted as blue diamonds, and a pink line represents the linear fit. The legend indicates 'Valores medidos' (measured values) and 'Ajuste' (adjustment).

Avaliação do Fator Bucky										
Instituição	NomeIns				▼	Serviço	NomeSer			▼
Corredor	Corredor	▼	Sala	Sala	▼	Modelo	Modelo		Fabricante	
Tubo	Tubo				▼	Código do tubo	CódTub			
Data		Simulador	FEP pelve/crânio			▼	Autor	Nome		▼

Instrumento de medida						Foco			
Distância Foco-Detector (acima da mesa)						Distância Foco-Detector (abaixo da mesa)			
kVp		kVp		kVp		kVp		kVp	
kVpR		kVpR		kVpR		kVpR		kVpR	
mAs		mAs		mAs		mAs		mAs	
Exp.pré	Exp.pós	Exp.pré	Exp.pós	Exp.pré	Exp.pós	Exp.pré	Exp.pós	Exp.pré	Exp.pós
FB		FB		FB		FB		FB	
Ajuste: Ajuste log-log. $FB = a \cdot kVp^b$: $FB = \text{#####} * kVp \text{ real}^{\wedge} (\text{#####})$

Apêndice 2

2.1 - Protocolo utilizado na avaliação de imagens radiográficas de crânio e pelve pelo HCFMRP - USP.

Crânio

A. Protocolo de exame:

1. Rotina : Bucky; 1m

a) AP ou PA

b) Perfil

2. Trauma:

a) AP ou PA

b) Perfil

c) Towne

d) Obliqua ou tangencial, se necessário

B. Rotina semiológica:

1. Estruturas ósseas

2. Asas do esfenoide

3. Reborda orbitária

4. Fenda esfenoidal

5. Sela túrcica

6. Calcificações fisiológicas

7. Calcificações patológicas

8. Pneumatização temporal

9. Vértice dos rochedos

10. Transparência sinusal

C. Relatório:

Crânio - PA e Perfil

Estruturas ósseas íntegras.

Ausência de calcificações patológicas intracranianas.

Sela turca normal.

ID.: Craniograma normal.

Abdome

A. Protocolo de exame:

1. Adulto:

a) AP em decúbito dorsal

b) AP ortostática

* Na impossibilidade de realizar ortostática, substituir por decúbito lateral esquerdo, com raio horizontal.

B. Rotina semiológica:

1. Estruturas ósseas

2. Gordura pré-peritoneal

3. Músculos psoas e obturadores

4. Conteúdo gasoso do estômago e intestino

5. Vísceras sólidas

6. Órgãos pélvicos

C. Relatório:

1. Normal:

Abdome - AP

Estruturas ósseas visualizadas íntegras.

Distribuição normal de gases e fezes pelas alças intestinais.

Ausência de imagens radiológicas sugestivas de cálculos urinários ou biliares radiopacos.

2. Patológico:

Seguir a sequência semiológica.

Ossos em geral

A. Protocolo de exame: indispensável sempre dois planos ortogonais:

1. AP

2. Perfil

3. oblíquas, se necessário

4. Incluir sempre no mínimo uma articulação. Se possível duas.

B. Rotina semiológica:

1. Partes moles

2. Curvatura

3. Textura

4. Integridade

5. Espaço articular

C. Relatório:

Osso - AP e Perfil

Textura óssea normal.

Estruturas ósseas íntegras.

Espaços articulares conservados.

Obs.:Incluir partes moles e curvaturas no laudo, se houver alteração.

2.2 - Protocolo recomendado para avaliação de imagens radiográficas pela Comunidade Européia.

Skull

PA Projection

(or AP projection if PA not possible)

1. Diagnostic Requirements

1.1. Image criteria

1.1.1. Symmetrical reproduction of the skull, particularly cranial vault, orbits and petrous bones

1.1.2. Projection of the apex of the petrous temporal bone into the centre of the orbits

1.1.3. Visually sharp reproduction of the frontal sinus, ethmoid cells and apex of the petrous temporal bones and the internal auditory canals

1.1.4. Visually sharp reproduction of the outer and inner lamina of the cranial vault

1.2. Important image details: 0.3-0.5 mm

2. Criteria for radiation dose to the patient

Entrance surface dose for a standard-size patient 5mGy

3. Example of good radiographic technique

3.1. Radiographic device: grid table, special skull unit or vertical stand with stationary or moving grid

3.2. Nominal focal spot value: 0,6

3.3. Total filtration: $\geq$ 2.5 mm Al equivalent

3.4. Anti-scatter grid: $r = 10$; 40/cm

3.5. Screen film system: nominal speed class 400

3.6. FFD: 115 (100-150) cm

3.7. Radiographic voltage: 70-85 kV

3.8. Automatic exposure control: chamber selected-central

3.9. Exposure time: < 100 ms

3.10. Protective shielding: standard protection

Pelvis

AP Projection

1. Diagnostic requirements

1.1. Image criteria

1.1.1. Symmetrical, reproduction of the pelvis as judged by the imposition of the symphysis pubis over the midline of the sacrum

1.1.2. Visually sharp reproduction of the sacrum and its intervertebral foramina

1.1.3. Visually sharp reproduction of the pubic and ischial rami

1.1.4. Visually sharp reproduction of the sacroiliac joints

1.1.5. Visually sharp reproduction of the necks of the femora which should not be distorted by foreshortening or rotation

1.1.6. Visually sharp reproduction of the spongiosa and corticalis and of the trochanters

1.2. Important image details: 0.5 mm.

2. Criteria for radiation dose to the patient

Entrance surface dose for a standard sized patient 10 mGy

3. Example of good radiographic technique

3.1. Radiographic device: grid table

3.2. Nominal focal spot value: ≤ 1.3

3.3. Total filtration: ≥ 3.0 mm Al equivalent

3.4. Anti-scatter grid: $r = 10; 40/$ cm

3.5. Screen film system: nominal speed class 400

3.6. FFD: 115 (100-150) cm

3.7. Radiographic voltage: 75-90 kV

3.8. Automatic exposure control: chamber selected—central or lateral

3.9. Exposure time: < 400 ms

3.10. Protective shielding: where appropriate, gonad shields should be employed for female patients, and for male patients, if possible