**INVESTIGAÇÃO DE QUALIDADE PARA COMPARAÇÃO DE SISTEMAS DE IMAGEM
EM RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA**

HAMILTON BAPTISTA DA COSTA

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de
São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte
dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em
Engenharia Elétrica.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Homero Schiabel

São Carlos

2005

Dedico:

*À Vera, fonte de estímulo, compreensão, apoio e, acima de tudo, de carinho e
companheirismo.*

Aos meus pais, Milton e Eunice, pela dedicação ao longo de uma vida.

Ao Rafael, afilhado querido que, neste ano, seguiu adiante, deixando tanta saudade.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, agradeço a Deus, pelo Dom da Vida, sem o qual nada seria realizado.

Agradeço, imensamente, ao Prof. Dr. Homero Schiabel, orientador deste trabalho, pela oportunidade, apoio e competente orientação. Também pela paciência e estímulo nos momentos necessários.

Aos membros da Banca examinadora, Prof. Dr. Homero Schiabel, Prof^a. Dr^a. Izabel Regina Fischer Rubira-Bullen e Prof. Dr. Evandro Luís Linhari Rodrigues, agradeço pela leitura atenta e pelas relevantes sugestões.

De maneira muito especial, agradeço aos colegas Marcelo Andrade da Costa Vieira e Maurício Cunha Escarpinati, pelas sugestões, discussões, contribuições nas análises e acompanhamento nas pesquisas de campo. Mais ainda, pela lição de desprendimento e de coleguismo.

A todos os colegas do LAPIMO, pelo companheirismo e pelas lições de garra e competência.

Aos meus amigos, pela “torcida” e pelo estímulo. Em especial aos “Paulo’s” Gonçalves, Pavarina e Kacelnik, companheiros do dia-a-dia; ao Marcos, Júlio César e Valter, que nos deixaram prematuramente e que moram no coração e na lembrança.

À Prof^a. Dr^a. Izabel Regina Fischer Rubira-Bullen e à Msc. Cássia Maria Fischer Rubira, pelo uso dos equipamentos de raios X odontológicos do departamento de estomatologia da Faculdade de Odontologia de Bauru, da USP, e pelo auxílio nas medidas.

Ao Prof Dr. Francisco Haiter Neto, pelo uso de equipamentos da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da UNICAMP, e à Naiene Eid, pelo auxílio nas medidas.

Finalmente, agradeço a todos os professores e profissionais do Departamento de Engenharia Elétrica, da Escola de Engenharia de São Carlos, da USP, e, de maneira especial, à Marisa e à Denise, sempre prontas a informar e orientar sobre os “meandros da burocracia acadêmica”.

Resumo

COSTA, H. B.; “*Investigação de Qualidade para Comparação de Sistemas de Imagem em Radiologia Odontológica*”. Dissertação de Mestrado – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2005.

O presente trabalho de pesquisa trata da investigação de parâmetros de qualidade aplicados a sistemas de imagem em radiologia odontológica. Para isso, foram levantados parâmetros propostos pela Portaria nº 453 de 1998 da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde em aparelhos de raios X odontológicos e determinadas Funções de Transferência de Modulação (FTM), como método para a avaliação da resolução espacial de sistemas de radiologia odontológica digital. Com base nesses dados, comparou-se três sistemas digitais diretos (DIGORA, DENOPTIX e CygnusRay) e um sistema digital indireto, baseado no *scanner* Umax PowerLook 1120. Essa comparação evidenciou, para esse caso, a melhor qualidade, em termos de resolução espacial, do sistema indireto estudado e a relativa equivalência dos sistemas digitais entre si, quando comparados em suas resoluções máximas (em número de pontos por polegada). Também foi possível validar o uso do método de simulação computacional para a obtenção da FTM de sistemas radiográficos odontológicos.

Palavras-chave: Controle de Qualidade; Função de Transferência de Modulação; Radiografia Digital Odontológica.

Abstract

COSTA, H. B.; “*Quality Investigation in order to compare Odontologic Radiographic Image Systems*”. Dissertation (Master of Science Degree) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2005.

This work has investigated quality parameters applied to odontologic radiographic image systems. In order to achieve this purpose, parameters related to the Portaria n° 453 of 1998 of “Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde” have been checked and Modulation Transfer Functions (MTF) have been determined. These informations have been used to compare three different direct radiographic images systems (DIGORA, DENOPTIX e CygnusRay) and one indirect, based on the scanner Umax PowerLook 1120. The obtained data have showed, in this case, the better performance, in terms of spatial resolution, of the indirect system and the relative equivalency of the direct systems, when configured with the maximum resolution (in term of dpi). The work has validated the computer simulation process in order to generate the MTF of odontologic radiographic image systems.

Keywords: Quality Control; Modulation Transfer Function (MTF); Digital Odontologic Radiography

SUMÁRIO

Resumo	iii
Abstract	iv
Lista de Figuras	viii
Lista de Tabelas	xii
Capítulo 1 – Introdução	1
1.1 – Motivação	3
1.2 – Disposição do trabalho	4
Capítulo 2 – Radiologia Odontológica	5
2.1 – Introdução	5
2.2 – Radiologia Odontológica Analógica	10
2.3 – Radiologia Odontológica Digital	11
2.3.1 – Radiologia Digital Indireta	11
2.3.2 – Radiologia Digital Direta	13
2.3.2.1 – Sistemas Baseados em Dispositivo de Carga Acoplada (CCD)	13
2.3.2.2 – Sistemas Baseados em Placas de Armazenamento de Fósforo (PSPL)	16
2.4 – Breve Comparação entre Filme, CCD e PSPL	19
2.5 – Considerações sobre Qualidade da Imagem Radiográfica	20
Capítulo 3 - Teoria das Funções de Transferência Aplicada a Sistemas de Imagem Radiológica	23
3.1 - Introdução	23
3.2 - A Função Espalhamento de Ponto (FEP)	25
3.3 - Função Espalhamento de Linha (FEL)	27
3.4 – Função de Resposta de Borda	28
3.5 - Função de Transferência Óptica (FTO)	29
3.6 - Método Experimental para a determinação da FTM de Equipamentos Radiológicos	37
3.7 - Simulação computacional para obtenção da FTM	41
3.8 - Avaliação da FTM para sistemas digitais	43
3.8.1. Composto a FTM digital	45
3.8.2 - FTM do digitalizador (FTM de amostragem)	46
3.8.3 - FTM completa da parte digital	48
3.9 - Avaliação do Tamanho do Ponto Focal pela FTM	49
3.9.1 - Método do primeiro mínimo da FTM	49
3.9.2 - Método da raiz média quadrática	50

3.9.3 - Método FWHM (<i>full width half maximum</i>)	51
3.10 – Comparação entre FTMs de sistemas distintos	52
3.11 - Considerações sobre ruído	53
Capítulo 4 – Material e Métodos	55
4.1 – Caracterização da fonte de raios X	56
4.2 – <i>Phantoms</i>	57
4.2.1 – <i>Phantom</i> de resolução	58
4.3 – Sistemas radiográficos analisados	59
4.3.1 – Sistema baseado em matrizes CCD	59
4.3.2 – Sistemas baseados em placas PSPL	60
4.3.2.1 – O sistema DIGORA	60
4.3.2.2 – O sistema DENOPTIX	62
4.3.3 – Sistema digital indireto	65
4.4 – Equipamentos utilizados nas medidas de parâmetros da Portaria 453/98	65
4.5 - Métodos aplicados nas medidas de parâmetros da Portaria 453/98	66
4.6 - Métodos para o cálculo da FTM	70
4.6.1 - Medida da resolução espacial por meio da FEL	72
Capítulo 5 – Resultados e discussão	74
5.1 - Parâmetros de avaliação de qualidade propostos pela “Portaria nº 453”	74
5.1.1 – Resultados	75
5.1.2 – Discussão sobre os parâmetros propostos pela “Portaria nº 453”	79
5.2 - Função de Transferência de Modulação – FTM	79
5.2.1 – FTM do sistema DIGORA	80
5.2.1.1 – Discussão baseada nas FTMs do sistema DIGORA	82
5.2.2 – FTM do sistema DENOPTIX	82
5.2.2.1 – Comparação das FTMs dos sistemas DENOPTIX e DIGORA	83
5.2.3 – FTM do sistema CygnusRay	84
5.2.3.1 – Comparação das FTMs dos sistemas DENOPTIX, DIGORA e CygnusRay	86
5.2.4 – FTM do sistema digital indireto	87
5.2.5 – Comparação das FTMs dos sistemas DENOPTIX, DIGORA, CygnusRay e um sistema digital indireto	90
Capítulo 6 – Conclusões	92
6.1 – Parâmetros de avaliação de qualidade propostos pela “Portaria nº 453”	92
6.2 – Função de Transferência de Modulação – FTM	93
6.2.1 – Considerações sobre o ponto focal	93

6.2.2 – Análise das FTMs	93
6.3 – Escolha do melhor sistema ou método para a obtenção de imagens digitais	95
6.3.1 – Considerações sobre dose de radiação.....	96
6.3.2 – Considerações sobre desempenho entre PSPL, CCD e filmes	96
6.3.3 – Considerações sobre custo financeiro.....	96
6.4 – Considerações finais	97
6.5 – Sugestões para trabalhos futuros	98
Referências Bibliográficas.....	99

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Processo de produção de imagens radiográficas (PARKS <i>et al.</i> , 2002)	7
Figura 2.2 – Desenho ilustrativo de um aparelho de radiologia odontológica (PARKS <i>et al.</i> , 2002).....	7
Figura 2.3 – Perda de informação resultante do processo de digitalização de uma imagem (PARKS <i>et al.</i> , 2002).....	12
Figura 2.4 – Desenho esquemático de um sensor CCD (PARKS <i>et al.</i> , 2002).....	14
Figura 2.5 – Processo de aquisição de imagens usando CCD (PARKS <i>et al.</i> , 2002)	15
Figura 2.6 - Sensores CCD dos sistemas radiográficos comerciais (A) Sens-A-Ray e (B) CDR. (ALBUQUERQUE, 2001)	15
Figura 2.7 – Desenho esquemático de um sistema PSPL (PARKS <i>et al.</i> , 2002)	16
Figura 2.8 - Frente e verso de placas de armazenamento de fósforo (PSPL) utilizadas nos sistemas radiográficos comerciais (A) Digora e (B) Denoptix (ALBUQUERQUE, 2001).	17
Figura 3.1 - Representação esquemática de um sistema do ponto de vista da teoria de comunicações. (ROSSMANN, 1969).....	24
Figura 3.2 – A Função de Espalhamento de Ponto (FEP) de um sistema de imagem não isotrópico (a) e de um sistema isotrópico (b) (ROSSMANN, 1969).....	26
Figura 3.3 – Imagem formada por duas fontes puntiformes considerando o princípio da superposição (ROSSMANN, 1969).	26
Figura 3.4 - Imagem de uma fonte linha de intensidade unitária (ROSSMANN, 1969) ..	27
Figura 3.5 – Distribuições de intensidade senoidais em função da distância. As linhas cheias representam o objeto e as linhas tracejadas a imagem produzida pelo sistema (ROSSMANN, 1969).....	30
Figura 3.6 – Padrão de teste senoidal. A linha superior representa objetos de diferentes frequências espaciais; a linha inferior mostra as respectivas imagens (ROSSMANN, 1969).	31

Figura 3.7 – (a) relação entre a distribuição de intensidade de objetos senoidais de mesma amplitude e diferentes frequências e suas respectivas imagens; (b) a correspondente função de transferência de modulação (FTM) do sistema. (ROSSMANN, 1969).	32
Figura 3.8 – Função de Transferência de Fase (FTF) de um sistema isotrópico em duas direções, paralela e perpendicular ao eixo catodo-anodo. As linhas tracejadas indicam a FTF nas mesmas duas direções para um ponto focal perfeitamente quadrado (RAO <i>et al.</i> , 1969).	33
Figura 3.9 – Representação de uma função quadrada por Séries de Fourier com 1, 2, 3 e 4 harmônicos (ROSSMANN, 1969).	34
Figura 3.10 – A Função de Transferência Óptica (FTO).	35
Figura 3.11 – Varredura densitométrica de uma imagem de fenda (SCHIABEL, 1997b).	40
Figura 3.12 – FTM obtida experimentalmente a partir da distribuição de intensidade mostrada na Figura 3.11 (SCHIABEL, 1997b).	41
Figura 3.13 – Projeções do ponto focal para determinar as FELs simuladas: (a) projeções a 0° , α° e 90° ; (b) simulação da FEL para a projeção num ângulo α (SCHIABEL <i>et al.</i> , 1997a).	42
Figura 3.14 – FTMs obtidas com o programa de simulação para um aparelho mamográfico (ponto focal: 1,40 x 0,90 mm) em 10 orientações diferentes.	43
Figura 3.15 - Diagrama em blocos dos componentes fundamentais em um sistema de radiografia digital: (A) parte analógica (convencional); (B) parte digital	44
Figura 3.16 - Ilustração de um exemplo genérico de FTM	49
Figura 3.17 - Exemplo de uma FEL real e uma uniforme, com mesmo valor RMQ.	50
Figura 3.18 - Representação visual do processo calculo do o ponto focal a partir da FEL pelo método FWHM.....	51
Figura 3.19 – Comparação entre FTMs distintas	53
Figura 4.1 – Processo para avaliação do sistema de imagem radiográfico	55
Figura 4.2 – Equipamento de raios X GE 1000 usado na realização dos testes	56
Figura 4.3 – Diagrama esquemático do suporte acrílico posicionador utilizado nas exposições. (ALBUQUERQUE, 2001).	57

Figura 4.4 – Imagem fotográfica de um <i>phantom</i> de resolução.	58
Figura 4.5 – Imagem radiográfica de um <i>phantom</i> de resolução.	59
Figura 4.6 – CygnusRay MPS – (A) Sensor; (B) Unidade processadora.	60
Figura 4.7 – CPU responsável pela leitura das placas de fósforo do sistema DIGORA ...	61
Figura 4.8 – Placa de fósforo do sistema DIGORA: A) vista da face a ser exposta, B) vista da parte traseira	61
Figura 4.9 – Tamanhos das placas de fósforo do sistema DIGORA	61
Figura 4.10 – Componentes do sistema DENOPTIX: A) Placas PSPL; B) Carrossel para posicionamento das placas a serem processadas; C) Leitora a <i>laser</i>	63
Figura 4.11 – Placas de tamanho 2 do sistema DENOPTIX	64
Figura 4.12 – Leitora a <i>laser</i> do sistema DENOPTIX	64
Figura 4.13 – Fotografia do <i>scanner</i> Umax PowerLook 1120	65
Figura 4.14 - Imagem de fenda de um aparelho radiológico comercial nas direções paralela e perpendicular ao eixo catodo-anodo. A imagem foi digitalizada num <i>scanner</i> óptico com resolução espacial de 600 dpi	67
Figura 4.15 (a) Tela do programa para cálculo do tamanho do ponto focal e da FTO real no centro do campo. (b) Tela do programa de simulação computacional para o cálculo do tamanho do ponto focal e da FTO completa para uma posição arbitrária no campo (ESCARPINATI <i>et al.</i> , 2002)	69
Figura 4.16 - Orientação do degrau em relação a matriz de <i>pixels</i> . Ilustra o método para obter um número suficiente de pontos na parte relativa ao borramento do degrau (SAMEI <i>et al.</i> , 1998)	71
Figura 4.17 - (a) Imagem digitalizada utilizando um anteparo para provocar o degrau (borda) (b) Cálculo da FRB e da FEL utilizando uma varredura direta (c) Cálculo da FRB e da FEL utilizando o método de JUDY.	72
Figura 5.1 – Imagem para o obtenção de FTMs no DIGORA - Região A) – recebeu raios X diretamente; Região B) – não recebeu raios X; Região C) – não lida pelo digitalizador ..	81
Figura 5.2 – FTMs correspondentes ao sistema DIGORA (resolução padrão de 300 dpi)	81
Figura 5.3 – FTMs correspondentes ao sistema DENOPTIX	83

Figura 5.4 – FTMs dos sistemas DIGORA e DENOPTIX.....	84
Figura 5.5 – FTM correspondente ao sistema CygnusRay (1200 dpi).....	85
Figura 5.6 – Comparação das FTMs dos sistemas DENOPTIX, DIGORA e CygnusRay.....	86
Figura 5.7 – FTMs correspondentes a um sistema digital indireto	88
Figura 5.8 – FTMs correspondentes a um sistema digital indireto e somente ao <i>scanner</i> deste sistema	88
Figura 5.9 – FTMs correspondentes ao aumento da resolução em quantidade de pontos por polegada.....	90
Figura 5.10 – Comparação das FTMs dos sistemas DENOPTIX, DIGORA, CygnusRay e de um Sistema Digital Indireto.....	91

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1- Terminologia (PARKS <i>et al.</i> , 2002).....	8
Tabela 2.2 – Comparação entre receptores intrabucais (PARKS <i>et al.</i> , 2002).....	19
Tabela 2.3 – Fatores que afetam a Qualidade da Imagem Radiográfica (KODAK, 1980).....	21
Tabela 5.1 - Descrição dos equipamentos avaliados	75
Tabela 5.2 - Avaliação da tensão de pico no tubo (kVp)	75
Tabela 5.3 - Camada semi-redutora (CSR) Instrumento de medida: MPD (“ <i>Barracuda</i> ”) <i>Multi Purpose Detector</i> , da RTI Electronics.	76
Tabela 5.4 - Reprodutibilidade do tempo de exposição	77
Tabela 5.5 - Medidas das dimensões do ponto focal. Os valores representam, respectivamente, as dimensões perpendicular e paralela do ponto focal em relação ao eixo catodo-anodo (método RMS).	78
Tabela 5.6 - Linearidade e Reprodutibilidade da Exposição. Instrumento de medida: MPD (“ <i>Barracuda</i> ”) <i>Multi Purpose Detector</i> , da RTI Electronics.	78

Capítulo 1 – Introdução

O principal objetivo do Controle de Qualidade realizado em sistemas de radiologia diagnóstica é permitir a obtenção de imagens com boa qualidade, ou seja, “que apresentem todas as características necessárias para o correto diagnóstico médico” (VIEIRA, 2002a) em filme ou em outros dispositivos para captura de imagens, e, simultaneamente, expor os pacientes e o corpo clínico à menor dose de radiação possível.

Para isso, os aparelhos de raios X demandam que nenhum de seus parâmetros técnicos varie além do limite estabelecido em normas (YACOVENCO, 2001). No Brasil, a Portaria nº 453 de 1998 da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde estabelece diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Segundo esta portaria, o controle de qualidade deve incluir um conjunto mínimo de testes de constância, a serem executados rotineiramente, objetivando verificar se os parâmetros avaliados estão de acordo com padrões de desempenho nela definidos (PORTARIA, 1998).

Adicionalmente, nos últimos 40 anos, vários trabalhos científicos foram publicados propondo métodos e dispositivos com o objetivo de efetuar avaliações de qualidade em equipamentos radiológicos. Segundo Vieira (VIEIRA, 2002a), pode-se destacar os métodos que utilizam “*phantoms*”, o método das Funções de Transferência (DOI, 1965, ROSSMANN, 1969) e os métodos baseados em simulação computacional, como o proposto por Schiabel e Vieira (SCHIABEL *et al.*, 1993; VIEIRA, 1999). De acordo com Doi (DOI, 1982), o método das Funções de Transferência é o mais completo para a avaliação da qualidade de sistemas radiológicos, uma vez que a Função de Transferência de Modulação (FTM), que expressa a relação entre a entrada (objeto) e a saída (imagem) obtida pelo equipamento, é o principal parâmetro físico indicador da resolução espacial do sistema.

Cabe observar que a qualidade da imagem produzida por esses sistemas também depende da sua resolução de contraste, que é determinada por um conjunto de fatores como: o ruído presente no sistema, a curva sensitométrica do mesmo e, em sistemas digitais, a quantidade de níveis de cinza utilizados no processo de quantização dos valores dos pontos obtidos. A obtenção de parâmetro de avaliação da resolução de contraste de sistemas de imagem radiológica, contudo, não foi objeto desse trabalho.

Para se obter a FTM experimentalmente, um complexo aparato é necessário, limitando o uso desse método a departamentos radiológicos bem equipados (VIEIRA, 2002a). Schiabel propôs, em 1992, um método para determinar a FTM de sistemas radiográficos por meio de simulação computacional (SCHIABEL, 1992). A principal diferença entre esse método e o modelo convencional de obtenção da FTM é que ele não utiliza os aparatos experimentais mais sofisticados, como o sensitômetro e o microdensitômetro, tornando mais simples a aplicação do método das funções de transferência no controle de qualidade dos equipamentos radiográficos (VIEIRA, 2002a).

Embora possa ser utilizada para avaliar o desempenho de um sistema de imagem radiográfica, a FTM não fornece uma caracterização completa do sistema, pois ela corresponde, matematicamente, ao módulo de uma função de transferência complexa, a FTO (Função de Transferência Óptica). A ela devem ser acrescidas as informações da fase, dada pela da Função de Transferência de Fase (FTF) (HAYKIN, 1989). Como explica (BRETTLE *et al.*, 1996), a FTF é usualmente ignorada em processos de avaliação de qualidade devido a sua difícil interpretação física; contudo, sabe-se que, caso o sistema seja de fase não mínima (FTF não linear), poderão ocorrer distorções geométricas na imagem da saída (HAYKIN, 1989).

Vieira (VIEIRA, 2002a) propõe um modelo de simulação computacional que contempla não apenas a FTM, mas a FTO completa, devida ao ponto focal do aparelho e, também, a outros elementos não relacionados ao processo geométrico de exposição, para qualquer posição ao longo do campo. A principal vantagem desse modelo é disponibilizar um método simplificado para a determinação da FTO dos equipamentos radiológicos, possibilitando a qualquer unidade radiológica expandir o conhecimento do desempenho completo dos equipamentos disponíveis, sem a necessidade de possuir aparelhagem experimental sofisticada e de alto custo.

Dentro deste contexto, considerando que a FTF possui difícil interpretação física e que a FTM caracteriza satisfatoriamente a resolução espacial de um sistema de imagem radiográfica, o presente trabalho pretendeu aplicar o método de simulação computacional para a obtenção da FTM, proposto por Vieira (VIEIRA, 2002a), a sistemas de raios X odontológicos, na análise comparativa de um sistema de radiologia digital indireta (cujas imagens são obtidas em filmes e, posteriormente, digitalizadas em *scanner*) e de sistemas de radiologia digital direta (cujas imagens, digitais, são obtidas diretamente

em placa apropriada, sem uso de filmes radiográficos). Este procedimento teve por objetivo estabelecer critérios de comparação e de análise de qualidade para esses sistemas.

Para isso, “*phantoms*” foram utilizados na obtenção de imagens, posteriormente processadas pelo pacote computacional desenvolvido por Vieira (VIEIRA, 2002a) e Escarpinati (ESCARPINATI, 2004). Adicionalmente, foram levantados parâmetros de avaliação de qualidade propostos pela “Portaria nº 453”.

1.1 – Motivação

A utilização de equipamentos de raios X constitui-se num dos métodos de diagnóstico mais utilizados em diversas áreas da saúde. Sua importância e contribuição são indiscutíveis. Assim, a geração de imagens radiográficas de alta qualidade torna-se imprescindível para um correto diagnóstico médico. Porém, esta é a mais importante causa de exposição humana a esse tipo de radiação (YACOVENCO, 2001).

Dessa forma, a existência e a correta utilização de métodos de controle de qualidade em sistemas de radiodiagnóstico objetivam garantir a geração de imagens com boa qualidade, permitindo diagnóstico mais preciso, bem como reduzir a exposição de pessoas à radiação artificialmente produzida.

Outro ponto a ser considerado é a economia de custos verificada em centros de radiologia diagnóstica que possuem um programa sistemático de controle de qualidade, decorrente, principalmente, da diminuição da quantidade de filmes perdidos (YACOVENCO, 2001).

Adicionalmente, os esquemas de Diagnóstico Auxiliado por Computador (CAD) tendem a ter melhor desempenho se receberem como entrada imagens com qualidade assegurada.

Finalmente, verifica-se que o método das Funções de Transferência para a avaliação da qualidade de sistemas de radiologia odontológica, apesar de sua importância na avaliação da qualidade de sistemas radiológicos em geral, não é utilizado com frequência na prática, talvez pela dificuldade que impõe ao necessitar de aparatos experimentais sofisticados. Porém, a verificação da aplicabilidade da metodologia de simulação computacional para a obtenção da FTM com o objetivo de efetuar avaliações de

qualidade em equipamentos de radiologia odontológica digital justifica-se devido ao uso cada vez mais intensivo desses tipos de equipamento e à relativa facilidade de utilização desse método.

1.2 – Disposição do trabalho

O presente trabalho está subdividido em 6 capítulos, incluindo essa introdução. Os capítulos 2 e 3 apresentam a revisão bibliográfica, respectivamente, sobre radiologia odontológica e sobre Funções de Transferência de Modulação. O capítulo 4 descreve os materiais utilizados e os métodos aplicados na obtenção dos resultados e os capítulos seguintes são dedicados à apresentação e à discussão dos resultados, bem como às conclusões. Os assuntos são abordados da seguinte forma:

- Capítulo 2: abordagem sobre o uso dos raios X no diagnóstico clínico em Odontologia; considerações sobre a importância do controle de qualidade nesse processo; apresentação de conceitos relativos à Radiologia Odontológica.
- Capítulo 3: apresentação da teoria das funções de transferência e de como ela é aplicada na avaliação do comportamento de sistemas de imagem radiológica.
- Capítulo 4: descrição da parte prática, com o detalhamento dos materiais utilizados e dos métodos aplicados na obtenção dos resultados.
- Capítulo 5: apresentação e discussão dos resultados obtidos na avaliação de qualidade de diversos aparelhos de raios X odontológicos, bem como das FTMs de sistemas digitais de radiologia odontológica analisados.
- Capítulo 6: Apresentação da conclusão final do trabalho.

Capítulo 2 – Radiologia Odontológica

Esta seção apresenta um breve histórico da evolução da radiologia odontológica e descreve conceitos que foram utilizados no desenvolvimento do trabalho, necessários à compreensão dos métodos aplicados e dos resultados obtidos.

2.1 – Introdução

Desde sua descoberta por Wilhelm Conrad Röntgen, em 1895, os raios X vêm sendo amplamente utilizados, com aplicações em diversas áreas. Na Medicina e na Odontologia, a descoberta de novas formas de diagnóstico por imagem e o avanço da radiologia intervencionista têm tornado cada vez maior e mais preciso o uso dessa tecnologia (SALES *et al.*, 2002).

Na Odontologia, a radiografia tem o intuito de descobrir, confirmar, localizar, definir e classificar uma lesão (YACOVENCO, 2001), sendo, portanto, elemento essencial na clínica odontológica (BRETTLE *et al.*, 1996).

A primeira radiografia intrabucal foi realizada em 1896 pelo dentista alemão F. Otto Walkhoff (*in: Radiology Centennial, 2004*), através da exposição da uma emulsão fotográfica em uma placa de vidro no interior de sua própria boca. A primeira unidade odontológica de raios X comercialmente produzida foi, provavelmente, o "Record", fabricado em 1905 pela indústria alemã Reiniger-Gebbert & Schall (atualmente Siemens Corp.).

O filme radiográfico intrabucal convencional, que utiliza emulsões de sais halogenados de prata (WEBB, 1995), é amplamente utilizado desde então, constituindo-se elemento básico para a radiografia odontológica (WEBB, 1995; KENGYLICS *et al.*, 1999). As imagens convencionais geradas em um filme radiográfico são denominadas analógicas e os equipamentos que as produzem são conhecidos como analógicos.

Esses tipos de sistemas têm como sinal de entrada um padrão de raios X proveniente do objeto a partir de uma determinada fonte (ponto focal do equipamento), enquanto a saída é uma informação analógica relacionada à imagem que se forma no filme

radiográfico pela interação dos fótons com os grãos de prata da emulsão do filme (VIEIRA, 2003). A imagem final, normalmente, é analisada com o auxílio de um negatoscópio.

O avanço tecnológico possibilitou o desenvolvimento do processo radiográfico. Filmes cada vez mais rápidos, mais sensíveis à radiação e com maior capacidade de resolução espacial foram desenvolvidos; máquinas de processamento automático, capazes de fazer a revelação de um filme mais rapidamente, e aparelhos emissores de radiação sofisticados foram lançados no mercado (SALES *et al.*, 2002).

Com o desenvolvimento da computação, vislumbrou-se a possibilidade de manipular as imagens radiográficas com o uso de computadores e, para isso, seria necessário obter imagens digitais.

Os sistemas radiográficos digitais possuem como entrada o mesmo padrão de raios X existente nos sistemas analógicos. Porém, o resultado final obtido na saída é diferente do resultado do analógico, podendo-se identificar duas técnicas principais: a indireta e a direta. Na técnica indireta, o sistema de registro é o filme radiográfico convencional e as imagens nele geradas são digitalizadas posteriormente, por exemplo, em um *scanner*. Na técnica direta, não se utiliza filme radiográfico, o registro das imagens é feito por meio de um sistema de sensoriamento eletrônico, por exemplo, um dispositivo de carga acoplada (CCD – *Charged Coupled Device*) apropriado (TOVO *et al.*, 1999).

Os sistemas digitais, diretos ou indiretos, apresentam como saída imagens digitais que serão mostradas em um monitor de vídeo e que, além disso, podem ser armazenadas, processadas e transmitidas, inclusive via Internet, com o auxílio do computador. Isto representa enormes possibilidades e torna indissociáveis a radiologia digital (e o diagnóstico por imagem) e a computação (SALES *et al.*, 2002).

O primeiro sistema de radiologia digital odontológica sem a necessidade de filmes, o RadioVisioGraphy (RVG), foi inventado por Frances Mouyens em 1984 e descrito na literatura médica em 1989 (MOUYEN *et al.*, 1989). Este sistema utilizava como transdutor de radiação uma matriz de CCD (TOVO *et al.*, 1999).

Desde então, o mercado tem-se expandido e muitos sistemas de geração de imagens digitais estão disponíveis para uma variedade de equipamentos de raios X de diversos fabricantes (PARKS *et al.*, 2002), tais como os seguintes sistemas baseados em CCD: CDR (*Schick Technologies Inc.*, Long Island City, NY), Sidexis (*Sirona Dental Systems GmbH*, Bensheim, Alemanha), Dexis (*Medizinrechner GmbH*, Bensheim,

Alemanha), Dixel (J Morita Corp., Osaka, Japão), Dixi/Dimax (*Planmeca Group*, Helsinki, Finlândia), Dyxis (*Villa Sistemi Medicali spr*, Buccinasco, Itália), VistaRay (*Dürr Dental GmbH*, Dietzenbach, Alemanha), CygnusRay MPS (*Cygnus Technologies*, Merignac Cedex, França), MPDx (*Dental Medical Dignostic System Inc.*, Milwaukee, WI), Sigma (*Instrumentarium Corp.*, Tuusula, Finlândia), NI-DX (*Dentsply New Image*, Santa Clara, CA) e FliOX (*Fimet*, Helsinki, Finlândia), além dos sistemas baseados em PSPL (*photostimulable phosphor luminescence*): Denoptix (*Gendex Dental System srl*, Milão, Itália), CD-Dent (*Orex Corp.*, Somerset, NJ), IntraScan (*Planmeca Group*, Helsinki, Finlândia) (ALBUQUERQUE, 2001).

A Figura 2.1, a seguir, ilustra o processo de obtenção de uma imagem radiográfica com o objetivo de diagnóstico. A Figura 2.2, por sua vez, representa um equipamento de raios X comumente usado nas clínicas odontológicas.

Figura 2.1 – Processo de produção de imagens radiográficas (PARKS *et al.*, 2002)

Figura 2.2 – Desenho ilustrativo de um aparelho de radiologia odontológica (PARKS *et al.*, 2002)

A tabela 2.1, a seguir, apresenta algumas definições de termos usados na radiologia analógica e na digital.

Tabela 2.1- Terminologia (PARKS *et al.*, 2002)

Parâmetros de imagens em filmes	Parâmetros de imagens digitais
Densidade – o grau de escurecimento de um filme exposto.	Brilho – equivalente à densidade no ambiente digital.
Latitude – medida da taxa de exposição que irá produzir densidades distinguíveis úteis em um filme.	Escala Dinâmica (<i>Dynamic Range</i>) – A escala numérica à qual os <i>pixels</i> devem se adequar; em termos visuais ela refere-se à tonalidades de cinza que podem ser representadas.
Velocidade do filme – refere-se à sensibilidade do filme à radiação. Define a quantidade de radiação necessária para produzir uma densidade padrão. Um filme mais rápido requer menos radiação.	Linearidade – relacionamento linear ou direto entre a exposição e a densidade de uma imagem; o contraste não é afetado mas a densidade pode ser alterada após a aquisição da imagem.
Contraste – a diferença de densidades entre várias áreas na radiografia; imagens de alto contraste possuem poucos níveis de cinza entre o preto e o branco enquanto imagens com pouco contraste irão apresentar mais níveis de cinza entre estes extremos.	Resolução de contraste – A habilidade para diferenciar pequenas diferenças de densidade em uma imagem.
Resolução – habilidade para distinguir pequenos objetos próximos entre si. Este parâmetro igualmente pode ser descrito pelas nomenclaturas de resolução de alto contraste e resolução espacial (ALBUQUERQUE, 2001). Ou, de acordo com Huda (HUDA <i>et al.</i> ,	Frequência espacial – medida da resolução expressa em pares de linhas por milímetro.

<p>1997), define-se a resolução espacial pela habilidade de um sistema de imagem de resolver duas estruturas adjacentes como entidades discretas.</p> <p>Uma unidade de resolução é o “pl/mm” (pares de linhas por milímetro) que, de acordo com Barret & Swindel (BARRET, 1981) é definida pelo inverso do comprimento do menor par de linha resolvível, distinguível, em alto contraste.</p>	
<p>Ruído do filme (<i>Film Mottle</i>): Ruído proveniente da heterogeneidade do filme. Ruído em radiografia convencional causado por variações na estrutura granulosa das emulsões dos filmes (HUDA <i>et al.</i>, 1997).</p>	<p>Ruído eletrônico (de fundo) - <i>Background Electronic Noise</i> – ruído na imagem proveniente da heterogeneidade da estrutura do detector digital.</p>
<p>Nitidez – habilidade de uma radiografia para definir uma borda ou fronteira.</p>	<p>Relação Sinal-Ruído – Razão entre a porção de sinal de saída que está diretamente relacionada à informação (sinal) e a porção da saída que não contém informação útil para o diagnóstico (ruído).</p>

2.2 – Radiologia Odontológica Analógica

Um filme radiográfico provê um meio para apresentação e armazenamento de informação para diagnóstico (VANDERSTELT, 20002). Imagens radiográficas baseadas em filmes, ditas analógicas, são formadas pela interação dos raios X com elétrons da emulsão do filme. Disso resulta uma imagem “latente” que, por meio de um processo químico de revelação, é transformada em uma imagem visível (PARKS *et al.*, 2002).

De acordo com Elbern (ELBERN, 2004), a solução reveladora fornece elétrons que migram para grãos que foram sensibilizados pelos raios X e converte os outros íons de prata que não foram expostos em íons metálicos de cor escura. Geralmente, o filme radiográfico é revelado por uma processadora automática onde se mostram os quatro estágios do processamento: Revelação, Fixação, Lavagem e Secagem (ELBERN, 2004).

Assim, imagens analógicas são caracterizadas por níveis de cinza que variam de uma região para outra, dentro de uma escala que vai do preto ao branco. Cada nível de cinza possui uma densidade óptica (grau de escurecimento) relacionada à quantidade de luz que pode passar através da imagem em um ponto específico (PARKS *et al.*, 2002; FREDERIKSEN, 2000).

A exposição do filme diretamente aos raios X ou à luz produzida por uma tela intensificadora (*écran*), mesmo que de frações de segundo, pode criar uma imagem permanente. A quantidade de exposição necessária para tal depende da sensibilidade ou velocidade do filme. A maioria das imagens médicas é registrada em forma de transparência, possibilitando sua observação através de um negatoscópio. O aspecto geral e a qualidade da imagem radiográfica, de acordo com Pontual *et. al* (PONTUAL *et al.*, 2003), dependem do julgamento subjetivo feito pelos médicos na análise de uma radiografia; mas também dependem de uma combinação de fatores como: as características do filme usado (por exemplo, a densidade, o contraste, a latitude, a nitidez e o grau de resolução), a maneira como ele foi exposto e as condições de seu processamento (ELBERN, 2004).

É fato conhecido que os sistemas de imagem radiológica, principalmente os analógicos, apresentam alguns inconvenientes. Por exemplo, o filme é um detector de radiação relativamente ineficiente que requer uma exposição relativamente alta de radiação, embora o uso de colimação retangular, de telas intensificadoras (*écrans*) e de filmes de alta

velocidade permitam a redução dessa exposição (FREDERIKSEN, 2000). Os agentes químicos usados para produzir a imagem no processo de revelação são frequentemente fonte de erros e retoques. Segundo Frederiksen (FREDERIKSEN, 2000), o resultado final produzido em filme corresponde a uma imagem fixa, difícil de manipular após capturada.

Objetivando solucionar esses problemas e obter outros benefícios, técnicas de radiologia digital têm sido, cada vez mais, empregadas.

2.3 – Radiologia Odontológica Digital

Como mencionado anteriormente, dois são os métodos para a formação de imagens radiográficas digitais: o indireto e o direto.

No método indireto, a imagem digital é obtida a partir da digitalização, via *scanner* ou câmera fotográfica digital, por exemplo, de uma imagem obtida, originalmente, em filme; este método também é chamado de híbrido (WATANABE, 1999).

Alguns autores, como, Parks e Williamson (PARKS *et al.*, 2002), classificam os sistemas digitais que utilizam a tecnologia do sistema de armazenamento de fósforo (PSPL – *photostimulable phosphor luminescence*) como sendo sistemas radiográficos digitais indiretos, ainda que eles não utilizem o filme radiográfico. Isso porque, nestes sistemas, a imagem é capturada como uma informação analógica em uma placa de fósforo, sendo convertida para a forma digital quando a placa é processada (PARKS *et al.*, 2002). Já para outros autores, o fato de não utilizarem o filme radiográfico, permite classificar esses sistemas como digitais diretos (SALES *et al.*, 2002).

No método direto, a imagem é capturada diretamente por um sensor eletrônico de carga acoplada (CCD - *Charged Coupled Device*) ou, aceitando-se a definição anterior, por uma placa de fósforo.

2.3.1 – Radiologia Digital Indireta

A geração de uma imagem digital indireta pressupõe que imagens capturadas no formato analógico sejam convertidas para o formato digital. Esse processo de conversão analógico-digital resulta em perda e alteração de informação (PARKS *et al.*, 2002). A Figura 2.3, a seguir, demonstra a alteração de informação mais comum existente em um

processo de conversão analógico-digital. Ao invés de capturar a fronteira (a borda) que atravessa uma região correspondente a dois *pixels* (*picture element*), a imagem digitalizada perde essa informação uma vez que os valores desses *pixels* em particular são obtidos pela média dos valores de intensidade presentes na imagem original (PARKS *et al.*, 2002).

Figura 2.3 – Perda de informação resultante do processo de digitalização de uma imagem (PARKS *et al.*, 2002)

Dessa forma, a qualidade final da imagem radiográfica digitalizada a partir de um filme depende, fundamentalmente, do processo de conversão utilizado (SALES *et al.*, 2002). Por exemplo, o emprego de *scanners* de alta resolução espacial minimiza o uso de interpolação (técnica usada para obter valores de *pixels* não presentes na imagem original, através de uso de médias matemáticas calculadas entre *pixels* adjacentes) que contribui para adulterar a imagem final, prejudicando o diagnóstico (SALES *et al.*, 2002; PARKS *et al.*, 2002).

A otimização da qualidade da imagem digital obtida no processo indireto depende, basicamente, das características do equipamento de digitalização e de ajustes nele efetuados. Ajustes efetuados no monitor de vídeo, tais como manipulação do brilho e contraste, efeitos de “zoom”, mensurações lineares e angulares, negativo, pseudocores, rotação da imagem, aplicação de filtros, equalização da imagem, entre outros, podem contribuir para o diagnóstico, no momento da análise da imagem neste instrumento (ATTAELEMANAN, 2000). Os parâmetros mais importantes a serem verificados no *scanner* referem-se a sua resolução espacial (número de *pixels* por polegadas – DPI) e de contraste (quantidade de níveis de quantização e ruído intrínseco dos sensores), bem como

a sua curva característica de tonalidade, que dá a relação entre a intensidade de cor da imagem adquirida e a original (SALES *et al.*, 2002). Alguns estudos apresentam resultados relacionados ao tamanho de matriz de resolução para digitalização de radiografias (FREITAS *et al.*, 1998; CEDEBERG, 1999; KAEPPLE, 2000).

Conforme Sales *et al.* (SALES *et al.*, 2002), no método indireto as radiografias devem ser digitalizadas usando-se *scanner* com resolução entre 200 e 600 dpi, bem como as imagens devem ser exibidas com 256 tonalidades de cinza (8 bits de digitalização) e com o máximo de tamanho possível no monitor. O uso de resoluções como as citadas acima, produziria imagens de tamanhos compatíveis para exibição no monitor, e seriam também compatíveis com as imagens produzidas pelos sistemas de captação direta existentes no mercado.

Finalmente, de acordo com Sales *et al.* (SALES *et al.*, 2002), o método indireto ainda é uma importante fonte de imagens digitais na Odontologia, pois permite a geração da imagem digital com diferentes resoluções e em diversos formatos, bem como a seleção de escalas com variados tons de cinza. Além disso, atualmente é mais barato adquirir um *scanner* de boa qualidade, do que um sistema para a captura direta da imagem digital.

2.3.2 – Radiologia Digital Direta

Considerando radiologia digital direta como sendo aquela em que as imagens digitais são obtidas sem o uso do filme radiográfico, conforme Watanabe (WATANABE, 1999), é possível identificar dois sistemas mais utilizados: aqueles que usam a tecnologia CCD (*Charged Coupled Device*) e os que se baseiam em placas de armazenamento de fósforo (PSPL – *photostimulable phosphor luminescence*), embora este último sistema seja considerado por alguns autores, como Parks e Williamson (PARKS *et al.*, 2002), como sendo digital indireto.

2.3.2.1 – Sistemas Baseados em Dispositivo de Carga Acoplada (CCD)

Nos sistemas baseados em CCD (*Charged Coupled Device*), a imagem digital é resultado da interação dos raios X com os elétrons dos sensores eletrônicos dispostos em uma matriz de sensores (as matrizes de CCD são arranjos bidimensionais de

transistores MOS; ALBUQUERQUE, 2001); cada sensor dessa matriz será responsável pela geração de um *pixel* na imagem final. Essa interação produz um sinal elétrico analógico correspondente a cada *pixel*, que é enviado ao computador por interface própria; este, por sua vez, gera um número binário correspondente ao nível de tensão elétrica correspondente ao *pixel* (processo de conversão analógico-digital), como ilustra a Figura 2.4.

Figura 2.4 – Desenho esquemático de um sensor CCD (PARKS *et al.*, 2002)

A aquisição e a transferência da imagem são feitas quase que instantaneamente (MILES *et al.*, 1993). O sensor CCD é inserido em um suporte posicionador no interior da boca do paciente. A exposição à radiação é realizada externamente por uma unidade de raios X convencional. Desta forma, é obtida uma imagem de transmissão das estruturas intrabucais (ALBUQUERQUE, 2001). Um cabo externo ou o ar (sistemas sem fio) é utilizado para a comunicação do sensor com o microcomputador. Normalmente, um módulo externo é conectado entre o sensor e o computador, sendo responsável pela amplificação do sinal e pelo isolamento elétrico. Esse processo é ilustrado pela Figura 2.5, a seguir.

Figura 2.5 – Processo de aquisição de imagens usando CCD (PARKS *et al.*, 2002)

A Figura 2.6 apresenta dois sistemas radiográficos comerciais que utilizam a tecnologia CCD, o sistema SENS-A-RAY, lançado em 1991 pela Regam Medical System, Sudsvall, Suécia, e o CDR (ALBUQUERQUE, 2001).

Figura 2.6 - Sensores CCD dos sistemas radiográficos comerciais
(A) Sens-A-Ray e (B) CDR. (ALBUQUERQUE, 2001)

2.3.2.2 – Sistemas Baseados em Placas de Armazenamento de Fósforo (PSPL)

Nos sistemas radiográficos baseados em luminescência de fósforo foto-estimulado - PSPL (*Photostimulable Phosphor Luminescence*), a imagem é capturada em placa de fósforo como uma informação analógica e, posteriormente, é convertida para o formato digital pelo pós-processamento da placa em um equipamento apropriado, como ilustra a Figura 2.7.

Figura 2.7 – Desenho esquemático de um sistema PSPL (PARKS *et al.*, 2002)

Os sistemas PSPL foram lançados comercialmente em 1981 pela Fuji Corporation (Tóquio, Japão) (PARKS *et al.*, 2002).

As placas da tecnologia PSPL consistem em filmes de bário-fluorohalogenados dopados com Európio ($[Ba,Eu]FX$, onde X é um halogênio: Br, Cl ou I) (HILDEBOLT *et al.*, 2000; BRETTLE, 1996). A Figura 2.8 ilustra placas de armazenamento de fósforo utilizadas em dois sistemas radiográficos comerciais, o DIGORA e o DENOPTIX (ALBUQUERQUE, 2001).

Figura 2.8 - Frente e verso de placas de armazenamento de fósforo (PSPL) utilizadas nos sistemas radiográficos comerciais (A) Digora e (B) Denoptix (ALBUQUERQUE, 2001).

Nestes sistemas, ao serem estimuladas pela exposição aos raios X, as placas de fósforo armazenam energia em seus cristais componentes, gerando uma imagem latente durante a exposição; essa energia é liberada por meio de luz fluorescente quando a placa é varrida em um *scanner a laser* com comprimento na faixa do vermelho (633 nm para *laser* hélio-neon ou 680 nm para *laser* semiconductor, usualmente com potência na faixa de 10 mW) (ALBUQUERQUE, 2001). A luz emitida por essa liberação é capturada e intensificada em um tubo foto-multiplicador e convertida para o formato digital (PARKS *et al.*, 2002). Nem toda a energia armazenada na placa de fósforo é liberada durante o processo de varredura e, conseqüentemente, as placas devem ser tratadas para remover a energia residual antes de sua reutilização (PARKS *et al.*, 2002). Este processo é referido por apagamento, sendo realizado pelo brilho intenso de uma luz halogênea ou mesmo pela luz de um negatoscópio (ALBUQUERQUE, 2001).

A tecnologia PSPL é usada para imagens intrabucais e extra bucais e vários sistemas estão atualmente disponíveis. Muitos estudos têm avaliado sua utilidade para diagnóstico, tais como (SVANAES, 1996; CEDERBERG, 1998; HUDA *et al.*, 1997). Conforme Parks (PARKS *et al.*, 2002), muitos estudos reportam que as imagens obtidas por esta metodologia têm utilidade comparável a das imagens feitas em filmes. Svanaes *et al.* (SVANAES, 1996) relata que não há diferenças na detecção de cárie proximal usando PSPL e filmes do tipo “Ektaspeed”. De acordo com Cederberg *et al.* (CEDERBERG, 1998), imagens obtidas com a tecnologia PSPL tiveram melhor desempenho do que as imagens convencionais em filme “ektaspeed” para a determinação de medidas

endodônticas. Segundo (PARKS *et al.*, 2002), imagens PSPL aparentam ter limite de resolução da ordem de 6 lp/mm (pares de linhas por milímetro). Esta resolução é significativamente menor que aquela alcançada por um filme convencional (20 lp/mm), porém, não muito diferente daquela percebida pelo olho humano (8 a 10 lp/mm).

2.4 – Breve Comparação entre Filme, CCD e PSPL

A Tabela 2.2 apresenta dados comparativos entre receptores intrabuciais de radiologia odontológica dos sistemas analógico (filmes) e digital (CCD e PSPL).

Tabela 2.2 – Comparação entre receptores intrabuciais (PARKS *et al.*, 2002)

Elemento de comparação	Filme	CCD	PSPL
Dose de radiação	A mais alta	A menor *	Intermediária
Geração de imagem visível	Processo químico	Computador	<i>Scanner a laser;</i> computador
Visualização da imagem	Posterior, em negatoscópio	Em tempo real, no monitor de vídeo	Posterior; no monitor de vídeo
Resolução **	16 – 20 lp/mm	8 – 10 lp/mm	6 – 8 lp/mm
Construção	Fino, flexível	Grosso, rígido	Fino, flexível
Tempo de vida	Usado uma só vez	Reutilizável (estimado em 10.000 vezes)	Reutilizável após apagamento (número de vezes desconhecido)
Erros comuns	Colocação do filme na posição correta	Angulação vertical e ajuste horizontal	Similar a do filme
Processamento da imagem	Imagem fixa	Múltiplas operações: contraste, densidade, magnificação, positivo/negativo, medições, etc.	
Armazenamento	Pelo paciente	Vários métodos de arquivamento digital: servidor, CD, etc.	

* A redução da dose depende de fatores como a velocidade do filme, colimação, fatores da exposição e retoques.

** O olho humano, sem aparatos, pode resolver aproximadamente 10 lp/mm

2.5 – Considerações sobre Qualidade da Imagem Radiográfica

Como mencionado anteriormente, as imagens radiográficas têm por objetivo permitir um correto diagnóstico, expondo o paciente e o corpo clínico a níveis compatíveis de radiação. Assim, essas imagens devem possuir alta qualidade.

A expressão “qualidade de uma imagem radiográfica” refere-se à facilidade com que os detalhes podem ser percebidos na radiografia, favorecendo o diagnóstico médico. De acordo com Albuquerque (ALBUQUERQUE, 2001) “dentro de um conjunto específico de situações clínicas é essencial manter a maior fidelidade entre o objeto observado e a imagem disponibilizada de forma a proporcionar a capacidade de detecção e descrição acurada de anormalidades”. Assim, conforme Schiabel (SCHIABEL, 1990), o principal critério para avaliar a qualidade de uma imagem médica é sua utilidade clínica.

Diversos fatores influenciam na qualidade final de uma imagem, por exemplo, os relacionados aos equipamentos de aquisição de imagem, aos filmes radiográficos e ao processo de revelação (no caso de radiologia analógica), ruídos oriundos de diversas fontes. A Tabela 2.3 a seguir apresenta alguns desses fatores.

Tabela 2.3 – Fatores que afetam a Qualidade da Imagem Radiográfica (KODAK, 1980)

Nitidez Radiográfica				Ruído Radiográfico	
Contraste		<i>Fuzziness</i> (“Borramento”)			
Do objeto	Do filme/receptor digital	Geométrica	Difusão da luz	Ruído	Artefatos
Diferenças de absorção do objeto Espessura Densidade Número atômico Meios de contraste Qualidade da radiação Tensão (kVp) Filtragem Material do alvo Radiação dispersa Limitação do feixe Grades Intervalos de ar Compressão Radiação extra-focal	Tipo do filme Tipo do receptor digital Revelação Solução Temperatura Tempo Agitação Densidade óptica Tipo de exposição Direta Écran	Tamanho da fonte (ponto focal) Distância entre a fonte e o objeto Distância entre o objeto e o receptor da imagem Movimento Paciente Aparelhagem	Écrans Espessura Refletor Contato entre filme e écran	Ruído quântico Ruído estrutural Granulosidade do filme Ruído eletrônico de fundo (digital)	Manuseio Marcas de dobraduras Impressões digitais Arranhões Estática Desgaste pelo uso (digitais) Exposições Infiltrações de luz Revelação Listras Pontos Contaminação Arranhões Placas e dispositivos digitais desgastados Écran e filme Sujeira Manchas

Hart e Smith (HART *et al.*, 1992) argumentam que é necessário considerar que a qualidade da imagem deve ser avaliada como um processo composto por duas etapas: a detecção de dados, que exprime a qualidade do processo de obtenção de informação pelo instrumento de imagem, e o processamento/exibição de dados, representando a qualidade final da imagem exibida.

Conforme Albuquerque (ALBUQUERQUE, 2001), dentre as tarefas relacionadas com a segunda etapa, está a exibição de dados em monitores de tubos de raios catódicos (CRT – *cathodic ray tube*) ou cópias impressas. Os monitores de CRT apresentam níveis de luminância inferiores aos negatoscópios, função de transferência não-linear, distorção geométrica e potencial para fadiga visual, além de resoluções, espacial e de quantização, inferiores às fornecidas intrinsecamente pelas técnicas de PSPL e CCD (HILDEBOLT *et al.*, 2000; HART *et al.*, 1992). O impacto clínico destas limitações não está claramente estabelecido e requer maiores estudos (HILDEBOLT *et al.*, 2000). A tarefa de processamento da imagem adquirida guarda estreito compromisso entre o software disponível e as tarefas e situações clínicas em questão, sendo de difícil avaliação global (HART *et al.*, 1992).

Capítulo 3 - Teoria das Funções de Transferência Aplicada a Sistemas de Imagem Radiológica

3.1 - Introdução

A teoria das funções de transferência foi inicialmente aplicada na avaliação do comportamento de sistemas dinâmicos, principalmente nos sistemas de comunicações, para análise das respostas em função da frequência. Posteriormente, esse mesmo princípio passou a ser utilizado também no estudo de sistemas de imagem, para análise em termos de sua resposta em frequência espacial. Na década de 1960, essa técnica foi adaptada ao campo da radiografia médica, a partir da qual uma série de pesquisas foi desenvolvida para seu aproveitamento no controle de qualidade em radiodiagnóstico (MORGAN, 1962; ROSSMANN, 1969; DOI, 1965; LUBBERTS, 1967; RAO *et al.*, 1969).

No final da década de 60, com a publicação do trabalho de Kurt Rossmann (ROSSMANN, 1969), os conceitos relacionados ao método das funções de transferência em sistemas de imagem foram apresentados de uma forma mais prática, tendo em vista uma aplicação efetiva ao controle de qualidade em radiologia. Em 1979, Charles Metz e Kunio Doi (METZ *et al.*, 1979) fizeram uma revisão dos trabalhos anteriores publicados sobre o assunto e apresentaram um estudo mais detalhado, do ponto de vista matemático, sobre a aplicação desse método em sistemas radiográficos.

Segundo Rossmann (ROSSMANN, 1969), pode-se determinar o desempenho de um sistema radiográfico verificando-se a relação entre a entrada (objeto) e saída (imagem) que ele apresenta (Figura 3.1). Dessa forma, com o conhecimento da sua característica de transferência, pode-se prever o comportamento da saída do sistema para qualquer entrada conhecida. No caso de sistemas de imagem, pode-se prever a deterioração que a imagem final apresentará em relação à imagem “ideal” do objeto. Assim, torna-se desnecessária uma investigação detalhada do que acontece no interior do sistema, que pode ser tratado como uma “caixa preta”.

Figura 3.1 - Representação esquemática de um sistema do ponto de vista da teoria de comunicações. (ROSSMANN, 1969)

Para que a teoria das funções de transferência possa ser aplicada aos sistemas radiográficos, duas propriedades devem ser observadas: linearidade e invariância espacial. Um sistema é considerado linear se, para várias entradas distintas, a saída correspondente é igual ao somatório das saídas devidas a cada entrada isolada e se, multiplicando a entrada por uma constante, a saída também é multiplicada pela mesma. Matematicamente, segundo Metz & Doi (METZ *et al.*, 1979), se dois objetos tridimensionais distintos $f_1(x,y,z)$ e $f_2(x,y,z)$ formam, respectivamente, as imagens $g_1(x,y)$ e $g_2(x,y)$, sendo z o eixo perpendicular ao plano imagem, o sistema será linear se a imagem formada pelos dois objetos combinados na forma $[\alpha_1 f_1(x,y,z) + \alpha_2 f_2(x,y,z)]$ resultam numa imagem que pode ser representada na forma $[\alpha_1 g_1(x,y) + \alpha_2 g_2(x,y)]$. Assim, se um sistema de imagem é linear, suas propriedades podem ser analisadas considerando qualquer objeto tridimensional como uma “pilha” de objetos bidimensionais paralelos entre si e ao plano imagem, e seus efeitos na imagem final podem ser tratados separadamente.

A propriedade de invariância espacial requer que a imagem de um objeto possua as mesmas características, independentemente da posição no plano objeto em que ele é colocado. Ou seja, se o objeto $f_1(x,y,z)$ produz uma imagem $g_1(x,y)$, o sistema será considerado invariante (ou isotrópico) se o objeto $f_1(x-x_0, y-y_0, z)$ produzir uma imagem $g_1(x-x_0, y-y_0)$ para qualquer valor de x_0 e y_0 .

Nos sistemas radiológicos, entretanto, a linearidade é mantida somente até a formação da imagem. A partir da etapa de transformação da imagem latente em densidades ópticas no filme radiográfico, o sistema passa a não ser mais linear. O filme radiográfico apresenta uma resposta logarítmica em relação à intensidade de radiação recebida (HAUSS

et al., 1975), sendo necessário, portanto, uma “linearização” do sistema radiográfico para que a propriedade seja garantida. Isto pode ser feito, segundo Rossmann, considerando a exposição efetiva de raios X que atinge o filme em vez da sua densidade óptica. Essa conversão pode ser feita utilizando a curva sensitométrica do filme.

A propriedade de invariância também não ocorre em sistemas radiográficos se for considerada toda a extensão do campo, devido ao fenômeno da característica de campo. Assim, Rossmann sugere que o plano imagem seja decomposto em regiões invariantes, onde o formato da imagem não varie apreciavelmente, e estabelece que o método das funções de transferência seja aplicado em cada uma dessas regiões, garantindo, portanto, a condição de invariância espacial. Além disso, outro aspecto que também deve ser considerado na análise da invariância é a necessidade de que o sistema seja isotrópico, isto é, a orientação do objeto no plano não modifique as características da imagem.

3.2 - A Função Espalhamento de Ponto (FEP)

Considerando uma região isotrópica no campo de radiação de um aparelho de raios X, pode-se definir a Função de Espalhamento de Ponto (FEP) como sendo a distribuição de intensidade de radiação da imagem obtida com uma fonte puntiforme de uma abertura infinitamente pequena (câmara de orifício ou *pinhole*) irradiada com intensidade unitária. Para um sistema ideal, linear e isotrópico, a imagem da fonte puntiforme é representada por um ponto no plano imagem. No entanto, em um sistema real, o ponto focal (fonte) não é puntiforme e a imagem resultante apresentará distorções introduzidas pelo sistema; essas distorções podem ser avaliadas pela FEP. Assim, ela se torna uma característica de transferência do sistema, descrevendo uma relação única entre a entrada constituída por uma fonte unitária e a saída correspondente. Para sistemas isotrópicos, a FEP possui simetria rotacional. Em geral, os sistemas e imagem radiológica não são isotrópicos, possuindo uma FEP assimétrica, conforme ilustrado na Figura 3.2.

Figura 3.2 – A Função de Espalhamento de Ponto (FEP) de um sistema de imagem não isotrópico (a) e de um sistema isotrópico (b) (ROSSMANN, 1969).

O princípio da linearidade garante que se uma entrada consiste de um número qualquer de fontes puntiformes de intensidade arbitrária, a saída (imagem) será a soma de todas as FEPs correspondentes a essas fontes, cada uma multiplicada por uma constante adequada, dependendo da intensidade de cada uma. Essa característica é conhecida como princípio da superposição e é ilustrada na Figura 3.3.

Figura 3.3 – Imagem formada por duas fontes puntiformes considerando o princípio da superposição (ROSSMANN, 1969).

Portanto, conhecendo-se a distribuição de intensidade do objeto e a FEP do sistema, a distribuição de intensidade da imagem $g(x,y)$ pode ser calculada, segundo Metz & Doi (METZ *et al.*, 1979), pela equação:

$$g(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x - \xi, y - \eta) FEP(\xi, \eta) d\xi d\eta \quad (3.1)$$

onde $f(x, y)$ é a distribuição de intensidade do objeto.

Analisando a equação 3.1, pode-se verificar que ela corresponde a uma equação de convolução bidimensional (BRACEWELL, 1965). Assim, pode-se estimar a imagem que um sistema poderá apresentar multiplicando-se cada fonte puntiforme da distribuição de intensidade do objeto pela FEP do sistema e somando os resultados destas multiplicações por toda a distribuição, o que equivale a uma operação de convolução. No entanto, na prática, a medição experimental da FEP é complicada, primeiramente, porque a abertura da câmera de orifício deve ser muito pequena em relação ao tamanho do ponto focal e isto acaba produzindo uma intensidade muito baixa de radiação para escurecer satisfatoriamente o filme radiográfico. E depois, porque, para medir a distribuição da intensidade na imagem, é necessária uma varredura densitométrica com uma abertura muito pequena e posicionada exatamente no centro da imagem, o que leva a dificuldades de alinhamento. Esses problemas experimentais podem ser minimizados pela medição de outra característica de transferência do sistema, a partir da qual pode-se calcular a FEP, chamada de Função de Espalhamento de Linha.

3.3 - Função Espalhamento de Linha (FEL)

A Função de Espalhamento de Linha (FEL), num sistema linear e isotrópico, representa a distribuição de intensidade de radiação na imagem de uma abertura infinitamente longa e estreita (fenda) irradiada com intensidade unitária. Do mesmo modo que para a FEP, em sistemas reais a imagem apresenta distorções que são introduzidas pelo sistema; tais distorções também podem ser avaliadas pela FEL (Figura 3.4).

Figura 3.4 - Imagem de uma fonte linha de intensidade unitária (ROSSMANN, 1969)

Na prática, a FEL é obtida fazendo-se uma varredura em qualquer posição ao longo da imagem da fenda, desde que seja na direção perpendicular ao seu maior comprimento, eliminando, portanto, a necessidade de alinhamento, como no caso da FEP. A principal diferença entre a FEL e a FEP está no fato de que a FEL corresponde a uma característica de transferência unidimensional enquanto a FEP é bidimensional. Como os sistemas de imagem radiográfica possuem características bidimensionais, para o cálculo da FEP a partir da FEL, torna-se necessário a medida das FELs correspondentes a todas as orientações possíveis da fenda no plano-objeto, o que seria ainda mais complicado. No entanto, se o sistema de imagem for isotrópico, isto é, a FEP do sistema possuir simetria rotacional, o formato da FEL independe da sua orientação no plano imagem e apenas uma medida torna-se necessária.

Matematicamente, conhecendo-se a distribuição de intensidade do objeto em uma dimensão e a FEL do sistema, a distribuição de intensidade da imagem $g(x)$ pode ser calculada pela equação (METZ *et al.*, 1979):

$$g(x) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, \xi) FEL_{\theta}(\xi) d\xi \quad (3.2)$$

onde $f(x, \xi)$ é a distribuição de intensidade do objeto e o ângulo de posicionamento da fenda no plano-objeto.

A equação 3.2 corresponde a uma equação de convolução unidimensional (BRACEWELL, 1965) entre o objeto e a FEL do sistema. A FEL é uma característica única do sistema para cada uma das possíveis orientações da fonte linha em sistemas não isotrópicos ou para qualquer orientação relativa a sistemas isotrópicos. Assim, a saída correspondente a um objeto contínuo, sobre o qual a intensidade de radiação varia numa única direção, é calculada multiplicando-se cada fonte linha da distribuição de intensidade do objeto pela FEL do sistema e somando os resultados destas multiplicações por toda a distribuição, o que equivale a uma operação de convolução.

3.4 – Função de Resposta de Borda

Colimar um feixe de radiação em uma linha fina o suficiente para a aproximação da FEL pode ser difícil experimentalmente (BARRET, 1981). Alternativamente, $H(u, v)$ pode ser estimada a partir da resposta a um degrau de absorção

uniformemente irradiado. Esta formulação é conhecida por função de resposta ao degrau FEB (função de espalhamento de borda – *edge spread function*) ou FRB (função de resposta de borda) (JUDY, 1976; ROSSMANN, 1969).

Conforme (ALBUQUERQUE, 2001), seja um degrau unitário orientado segundo um eixo r qualquer:

$$FRB(x,y) = h(x,y) * u(r) \text{ onde } u(r) = 1 \text{ se } r \geq 0 \text{ ou } 0 \text{ se } r < 0$$

Assim,

$$H(v) = \mathcal{F}(FEL(r)) = \mathcal{F}\left\{\frac{dFRB(r)}{dr}\right\} \quad (3.3)$$

3.5 - Função de Transferência Óptica (FTO)

A grande utilidade dos conceitos de FEP e FEL está no fato de que o estudo da transmissão da distribuição de intensidade de objetos complexos pode ser reduzido ao estudo da transmissão da distribuição de intensidade de objetos mais simples, como fonte puntiforme e fonte linha. Do mesmo modo, se for considerado um objeto com distribuição de intensidade de variação senoidal, por exemplo, a imagem produzida por um sistema ideal será também senoidal com a mesma frequência, amplitude e fase da distribuição do objeto. No entanto, um sistema real produzirá imagens distorcidas, devido às imperfeições ópticas do sistema. Essas distorções, no caso de objeto senoidal, podem ser causadas por uma redução da amplitude ou um desvio lateral da distribuição de intensidade da imagem em relação à distribuição de intensidade do objeto.

A Figura 3.5 ilustra as deformações introduzidas por um sistema na imagem de objetos com distribuições de intensidade senoidais de mesma amplitude e diferentes frequências espaciais. Nota-se que a redução de amplitude e o desvio lateral na imagem depende da frequência espacial do objeto.

Figura 3.5 – Distribuições de intensidade senoidais em função da distância. As linhas cheias representam o objeto e as linhas tracejadas a imagem produzida pelo sistema (ROSSMANN, 1969).

O conceito de frequência espacial está relacionado à quantidade de ciclos que a distribuição senoidal apresenta por unidade de distância. Segundo Morgan (MORGAN, 1962), esse conceito advém dos padrões de testes que eram utilizados na avaliação da resolução de sistemas de fotografia, o qual consistia em uma série de barras de larguras diferentes espaçadas entre si. A partir de uma imagem desse objeto, podia-se estimar a resolução do sistema considerando o número máximo de linhas que podia ser observado no filme. O número de linhas, ou ciclos, gravados no filme por unidade de comprimento corresponde à frequência espacial da imagem.

Na prática, considerando-se um sistema real, à medida que se aumenta a frequência espacial de um objeto, menor será a amplitude da imagem produzida, até um limite onde o objeto não será mais visualizado. A Figura 3.6 ilustra esse efeito quando utilizado um padrão de teste senoidal de barras paralelas com frequências espaciais diferentes.

Figura 3.6 – Padrão de teste senoidal. A linha superior representa objetos de diferentes frequências espaciais; a linha inferior mostra as respectivas imagens (ROSSMANN, 1969).

Assim, a utilização de algum parâmetro capaz de representar a relação entre a entrada e a saída proporcionada por um sistema de imagem parece conveniente, pois viabiliza uma avaliação do sistema em termos de sua resolução espacial. A Função de Transferência Óptica (FTO) é um parâmetro capaz de proporcionar essa avaliação para os sistemas radiológicos, considerando as deformações da imagem em relação às variações de amplitude e desvio de fase.

A principal diferença entre a FTO e a FEP ou FEL é o fato de que, enquanto a FEP e a FEL expressam as características de transferência de um sistema no domínio espacial, avaliando as distorções em função da distância de varredura na imagem, a FTO as expressa no domínio da frequência espacial. Essa representação em função da frequência espacial expressa melhor a capacidade de resolução de um sistema de imagem, pois mostra com exatidão quais as frequências e, conseqüentemente, qual o tamanho dos objetos, que poderão ser melhores visualizadas e quais estarão sujeitas às maiores distorções no processo de formação da imagem. A FTO, no entanto, é uma função complexa e pode ser dividida em duas partes: a Função de Transferência de Modulação (FTM), que corresponde ao seu valor absoluto (ou módulo) e a Função de Transferência de Fase (FTF), que corresponde à sua fase.

A FTM mede a relação entre as modulações de entrada e saída de um sistema de imagem em função da frequência espacial. A modulação de uma distribuição senoidal é definida como a razão entre a amplitude e o valor médio da distribuição

(WOLBARST, 1993). Como a média da distribuição nunca poderá ser menor do que a amplitude do sinal, pois implicaria em sinais negativos, a modulação será sempre um valor menor que a unidade. A Figura 3.7 mostra um exemplo de como a FTM de um sistema é capaz de avaliar a relação entre o objeto e a imagem em função das frequências espaciais. Nota-se que para frequências maiores, a redução na amplitude também é maior e por isso a FTM do sistema é representada por uma curva decrescente. O limite de resolução do sistema pode, portanto, ser aferido como o valor onde a FTM é igual a zero (primeiro mínimo), pois este valor representa a maior frequência espacial que poderá ser visualizada na imagem (SCHIABEL, 2000).

Figura 3.7 – (a) relação entre a distribuição de intensidade de objetos senoidais de mesma amplitude e diferentes frequências e suas respectivas imagens; (b) a correspondente função de transferência de modulação (FTM) do sistema. (ROSSMANN, 1969).

Em sistemas não isotrópicos, determinados objetos podem ser representados na imagem com um desvio lateral. A função que relaciona a magnitude desse desvio em função da frequência espacial do objeto é a Função de Transferência de Fase (FTF). Na prática, segundo Rao & Bates (RAO *et al.*, 1969), esse desvio lateral pode acarretar uma situação onde duas estruturas distintas, muito próximas entre si, apareçam na imagem como se fossem apenas uma, considerando que uma delas sofreu um determinado desvio lateral. Assim, em exames mamográficos, por exemplo, onde é necessária a visualização de pequenas estruturas, o desvio de fase pode ter impacto significativo no diagnóstico médico e o conhecimento da FTF do sistema é de fundamental importância.

Quanto mais simétrico for o ponto focal de um aparelho radiográfico, menos significativos são os efeitos dos desvios de fase na imagem. Segundo Schiabel (SCHIABEL, 1999) em sistemas onde o ponto focal é circular e perfeitamente simétrico

(sistema isotrópico) este desvio é nulo e a FTF é igual a zero. Nesse caso, a FTM descreve o desempenho global do sistema e tem o mesmo valor da FTO. A Figura 3.8 ilustra um exemplo onde são representadas as FTFs de um sistema não isotrópico para duas orientações, paralela (0°) e perpendicular (90°) ao eixo catodo-anodo.

Figura 3.8 – Função de Transferência de Fase (FTF) de um sistema isotrópico em duas direções, paralela e perpendicular ao eixo catodo-anodo. As linhas tracejadas indicam a FTF nas mesmas duas direções para um ponto focal perfeitamente quadrado (RAO *et al.*, 1969).

Segundo Rao & Bates (RAO *et al.*, 1969), a partir do conhecimento da FTF, pode-se estimar o desvio lateral δ que a imagem de um determinado objeto estará sujeita, utilizando a equação:

$$\delta = \frac{\phi}{2\pi f} \quad (3.4)$$

onde f corresponde à frequência espacial do objeto e ϕ ao ângulo de fase, obtido diretamente na FTF (Figura 3.8).

Em 1815, Jean-Baptiste-Joseph Fourier demonstrou que qualquer função, não importando o quão irregular seja, pode ser representada pela soma de uma série infinita de funções senoidais de frequências e amplitudes apropriadas, chamada de Série de Fourier. Essa representação será mais exata quanto maior o número de funções senoidais, chamadas de harmônicos, estiver presente na série (BRACEWELL, 1965). A figura 3.9 ilustra um exemplo onde uma função periódica quadrada é representada por quatro Séries de Fourier

distintas, cada uma contendo um maior número de harmônicos. Nota-se que a representação que mais se aproxima da função quadrada original é a Série de Fourier que contém o maior número de harmônicos.

Figura 3.9 – Representação de uma função quadrada por Séries de Fourier com 1, 2, 3 e 4 harmônicos (ROSSMANN, 1969).

Assim, a análise de um sistema radiográfico por meio da FTO não se restringe apenas a casos de objetos com distribuições senoidais, mas para qualquer tipo de objeto, considerando a teoria de Fourier. Portanto, ela representa uma característica única de transferência entre uma entrada arbitrária e sua respectiva saída e pode ser considerada como uma característica geral de transferência de um sistema de imagem. A ferramenta matemática que transforma uma função bidimensional $f(x,y)$ no domínio espacial, como a FEP, por exemplo, em uma função $F(v_x,v_y)$ no domínio da frequência, como a FTO, por exemplo, é chamada de Transformada de Fourier e pode ser expressa pela seguinte equação:

$$F(v_x, v_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \cdot e^{-j2\pi(v_x x + v_y y)} dx dy \quad (3.5)$$

onde v_x e v_y correspondem às frequências espaciais nas direções x e y respectivamente e j corresponde ao número imaginário ($\sqrt{-1}$).

O cálculo da FTO de um sistema radiográfico pode ser feito a partir de imagens de objetos senoidais com diferentes frequências espaciais, mas isso é muito complicado na prática. Assim, segundo Rossmann (ROSSMANN, 1969), um outro método pode ser utilizado para o cálculo da FTO: como a FEP de um sistema de imagem corresponde a uma característica de transferência bidimensional no domínio do espaço, aplicando-se a Transformada de Fourier na FEP, obtém-se uma característica de

transferência no domínio da frequência, o que corresponde a FTO. Matematicamente, segundo Metz & Doi (METZ *et al.*, 1979), a FTO pode ser calculada pela seguinte equação:

$$FTO(v_x, v_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} FEP(x, y) \cdot e^{-j2\pi(v_x x + v_y y)} dx dy \quad (3.6)$$

A FTM e a FTF correspondem respectivamente ao módulo e fase da FTO. Portanto, considerando as funções $A(v_x, v_y)$ e $B(v_x, v_y)$ respectivamente como a parte real e imaginária da FTO, conforme ilustrado na Figura 3.10, tem-se que:

$$A(v_x, v_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} FEP(x, y) \cdot \cos[2\pi(v_x x + v_y y)] dx dy \quad (3.7)$$

$$B(v_x, v_y) = - \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} FEP(x, y) \cdot \sin[2\pi(v_x x + v_y y)] dx dy \quad (3.8)$$

$$FTM(v_x, v_y) = \sqrt{[A(v_x, v_y)]^2 + [B(v_x, v_y)]^2} \quad (3.9)$$

$$FTF(v_x, v_y) = \arctan \left(\frac{B(v_x, v_y)}{A(v_x, v_y)} \right) \quad (3.10)$$

Figura 3.10 – A Função de Transferência Óptica (FTO).

Como a FTO corresponde a uma característica geral de transferência de um sistema de imagem no domínio da frequência, pode-se calcular a imagem que um sistema radiográfico poderá apresentar (saída) conhecendo-se a sua FTO e a distribuição de intensidade do objeto (entrada), também no domínio da frequência (chamado de espectro de amplitudes). Para isso, deve-se aplicar a Transformada Bidimensional de Fourier em ambos os lados da equação (3.1). No entanto, segundo Metz & Doi (METZ *et al.*, 1979), quando

aplicada a Transformada de Fourier na equação de convolução bidimensional no domínio do espaço, ela transforma-se em uma equação de multiplicação no domínio da frequência, ou seja:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} g(x,y) \cdot e^{-j2\pi(v_x x + v_y y)} dx dy = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \left[\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x-\xi, y-\eta) FEP(\xi, \eta) d\xi d\eta \right] \cdot e^{-j2\pi(v_x x + v_y y)} dx dy$$

$$\Rightarrow$$

$$G(v_x, v_y) = FTO(v_x, v_y) \cdot F(v_x, v_y) \quad (3.11)$$

onde $G(v_x, v_y)$ e $F(v_x, v_y)$ correspondem, respectivamente, aos espectro de amplitudes no domínio da frequência da imagem e do objeto.

Nota-se, portanto, que a convolução, matematicamente complicada no domínio espacial, é substituída por uma simples multiplicação no domínio da frequência. Esta é uma das grandes vantagens do uso das funções de transferência para análise dos sistemas de imagem radiográfica: o desempenho global do sistema (FTO completa) pode ser calculado multiplicando-se cada uma das funções de transferência relativas aos diferentes estágios envolvidos no processo de formação da imagem. A partir disso, pode-se estimar a qualidade da imagem que este sistema será capaz de produzir, multiplicando-se a distribuição de intensidade do objeto no domínio da frequência (espectro de amplitudes) pela FTO completa do sistema.

Para sistemas isotrópicos, o calculo da FTO torna-se bem mais simples. Como a orientação do objeto no campo é um fator irrelevante, basta determinar a FTO em apenas uma direção, o que equivale a aplicar a Transformada de Fourier unidimensional na FEL do sistema. Além da simplificação matemática, a obtenção experimental da FEL é bem mais simples, pelos motivos já expostos. Assim, a FTO de um sistema isotrópico pode ser calculada pela equação (METZ *et al.*, 1979):

$$FTO(v_x) = \int_{-\infty}^{\infty} FEL_{\theta}(x) \cdot e^{-j2\pi(v_x x)} dx \quad (3.12)$$

3.6 - Método Experimental para a determinação da FTM de Equipamentos Radiológicos

Segundo Doi (DOI *et al.*, 1975a), o cálculo da FTO a partir da FEL para sistemas não-isotrópicos (pontos focais rotacionalmente assimétricos) é extremamente complicado. Não só pela dificuldade do cálculo da equação (3.5), mas também pelos problemas envolvidos na obtenção experimental da FEP, já abordados anteriormente. Considerando que a obtenção das dimensões do ponto focal com a câmara de fenda é bem mais simples experimentalmente do que com a câmara de orifício, Doi (DOI, 1977) propõe que a FTO seja obtida, então, a partir da medida experimental da FEL, ao invés da FEP, considerando neste caso a equação (3.11). Sendo assim, uma avaliação completa dos sistemas não-isotrópicos, que são a maioria dos equipamentos disponíveis comercialmente, deve ser feita a partir da determinação da FTO correspondente a todas as orientações possíveis da fenda no campo.

Devido às restrições práticas obviamente envolvidas na determinação experimental da FEL em “todas” as orientações possíveis, Doi (DOI, 1977) sugere que sejam determinadas as imagens de fenda para um número finito de orientações no campo, sendo necessário no mínimo duas medidas, uma na direção paralela e outra na direção perpendicular ao eixo catodo-anodo. Entretanto, para sistemas isotrópicos, torna-se necessária apenas uma medida da FEL em uma orientação arbitrária da fenda no campo, devido à simetria do ponto focal.

Essa “medida mínima” especificada por Doi, acabou sendo, na prática, transformada em medida padrão para a determinação da FTO de aparelhos radiográficos utilizados em hospitais. Em trabalho mais recente, Schiabel *et al.* (SCHIABEL *et al.*, 1993) mostram que é insuficiente a medida da FEL em apenas duas orientações para uma avaliação correta de um sistema radiográfico não-isotrópico, pois a variação nos valores das FTOs obtidas entre essas duas direções não é linear. Portanto, o método de interpolação normalmente utilizado para prever os valores das FTMs para as orientações intermediárias torna-se incoerente.

A escolha do tamanho ideal de abertura da fenda, para a medida experimental da FEL, foi objeto de estudo em diversos trabalhos (ROSSMANN *et al.*, 1964; RAO *et al.*, 1969; DOI, 1975a). O tamanho ideal da fenda, de acordo com a definição da FEL (abertura “infinitamente pequena”), deveria ser o menor possível (limite tendendo à

zero) dentro das restrições óbvias na sua confecção, para que a penumbra formada na imagem seja desprezível. Por outro lado, se a fenda é muito estreita, torna-se complicado seu uso na prática devido à necessidade de elevados índices de exposição (kVp, corrente e tempo) para a produção de uma imagem satisfatória no filme. Sendo assim, há um consenso entre os autores de que a abertura da câmara de fenda, para a determinação experimental da FEL, deve ser de 5 a 10 μ m.

Em 1982, Doi *et al.* (DOI, 1982) realizaram um estudo para o FDA¹ onde especificam detalhadamente a metodologia necessária para a determinação experimental da FTM devida ao ponto focal dos aparelhos radiográficos. Os procedimentos especificados por Doi *et al.* são descritos a seguir:

- Alinhamento da câmara de fenda com o feixe central de raios X utilizando o sistema de alinhamento proposto em (DOI *et al.*, 1975b).
- Obtenção das imagens da fenda em duas orientações: paralela e perpendicular ao eixo catodo-anodo.
- Determinação da curva sensitométrica do filme, utilizando algum processo de sensitometria, como o proposto por Haus *et al.* (HAUSS *et al.*, 1977).
- Digitalização das imagens de fenda utilizando um microdensitômetro. São obtidas as curvas que relacionam a densidade óptica da imagem com a distância percorrida na varredura.
- Cálculo da FEL nas duas direções a partir das curvas obtidas com o microdensitômetro. Para isto, deve-se transformar as densidades ópticas em exposição, utilizando a curva sensitométrica obtida em c) (HAUSS *et al.*, 1975).
- Aplicação da transformada discreta de Fourier à FEL para obter a Função de Transferência de Modulação (FTM) naquela particular direção de fenda.

Para o alinhamento da fenda com o feixe de raios X, o dispositivo proposto por Doi & Rossmann (DOI *et al.*, 1975b) consiste, em linhas gerais, num suporte com duas chapas quadradas posicionadas paralelamente entre si. A chapa superior contém 5 furos de 1,0mm de diâmetro, sendo um furo no centro da chapa e os outros 4 nas extremidades. A chapa inferior contém 5 mini-telas fluorescentes posicionadas exatamente abaixo dos 5

¹ Food and Drug Administration - USA

furos superiores. O alinhamento é feito a partir de três parafusos de ajuste, cada um responsável pelo alinhamento de uma direção ortogonal, observando o brilho das telas fluorescentes à cada exposição radiográfica. Desta forma, quando o dispositivo estiver perfeitamente alinhado com o feixe de raios X, as 5 telas fluorescentes ficarão iluminadas ao mesmo tempo. Mais recentemente, Schiabel *et al.* (SCHIABEL *et al.*, 1997c) desenvolveram um dispositivo eletrônico de alinhamento baseado no mesmo princípio do dispositivo desenvolvido por Doi & Rossmann. A diferença principal entre os dois dispositivos é que no dispositivo eletrônico as mini-telas fluorescentes foram substituídas por sensores eletrônicos, ligados a um circuito eletrônico dedicado, que fornece as informações sobre a disposição da mesa sob o feixe de raios X, tornando o processo de alinhamento bem mais simples e rápido.

O método proposto por Haus *et al.* (HAUSS *et al.*, 1977) para o levantamento da curva sensitométrica do filme radiográfico consiste em submeter cada parte do filme radiográfico, delimitada por placas de chumbo, a uma exposição diferente de radiação, de modo a cobrir toda a faixa de densidade óptica do filme. A variação na exposição pode ser conseguida por dois métodos distintos: variando-se o tempo de exposição e mantendo-se constante a intensidade do feixe (sensitometria de tempo escalonado) ou fazendo o inverso (sensitometria de intensidade escalonada). Assim, a imagem resultante consiste de uma seqüência de retângulos com diferentes graus de escurecimento e a densidade óptica correspondente a cada retângulo é determinada utilizando-se um densitômetro. Para o cálculo da curva sensitométrica, relaciona-se o logaritmo da exposição utilizada para cada “faixa” do filme com a densidade óptica correspondente.

A imagem da fenda deve ser digitalizada num microdensitômetro de precisão, na direção perpendicular ao lado maior da imagem. O microdensitômetro deve ter em torno de 10 μ m de precisão para o levantamento da distribuição de intensidade da imagem, que relaciona a densidade óptica da imagem com a distância de varredura. A Figura 3.11 ilustra um exemplo de distribuição de intensidade obtida experimentalmente por Schiabel (SCHIABEL, 1997b) a partir da varredura densitométrica de uma imagem de fenda.

Figura 3.11 – Varredura densitométrica de uma imagem de fenda (SCHIABEL, 1997b).

Para a determinação da FEL, é necessário a transformação dos valores de densidades óticas obtidos para exposição radiográfica, de modo a efetuar a “linearização” do sistema de registro (conforme exposto anteriormente). Por fim, para se obter a FTM do sistema diretamente a partir da FEL, deve-se utilizar a Transformada Discreta de Fourier, através da equação:

$$FTM(f) = \frac{\int_0^{\infty} FEL(x) \cos(2\pi f \cdot x) dx}{\int_0^{\infty} FEL(x) dx} \quad (3.13)$$

onde f corresponde à frequência espacial para qual a FTM deve ser calculada e x à distância de varredura.

A Figura 3.12 mostra uma FTM obtida experimentalmente a partir da varredura da imagem de fenda mostrada na Figura 3.11.

Figura 3.12 – FTM obtida experimentalmente a partir da distribuição de intensidade mostrada na Figura 3.11 (SCHIABEL, 1997b).

Fica clara a complexidade envolvida no processo de obtenção experimental da FTM dos sistemas radiográficos. A quantidade de equipamentos necessários e o alto custo do emprego dessa técnica, torna praticamente inviável a aplicação desse método como rotina no controle de qualidade de equipamentos em hospitais, sobretudo no Brasil. Assim, Schiabel (SCHIABEL, 1992) propôs a utilização de uma nova metodologia para tornar o método das funções de transferência mais acessível aos departamentos de radiodiagnóstico em geral, a partir da utilização de um programa de simulação computacional. Dessa forma, esse método dispensa a maioria dos aparatos experimentais necessários no método tradicional, como o microdensitômetro e o sensitômetro, bastando apenas obter a medida do ponto focal no centro do campo. A metodologia desenvolvida é apresentada no item a seguir.

3.7 - Simulação computacional para obtenção da FTM

O principal objetivo do desenvolvimento de um modelo de simulação computacional para determinar as FTMs devidas ao ponto focal dos aparelhos radiográficos é eliminar a maioria das dificuldades experimentais envolvidas na aplicação desse método pelo modo convencional (DOI, 1982). Assim, o programa de simulação desenvolvido por Schiabel (SCHIABEL, 1992) calcula as FTMs devidas ao ponto focal para qualquer aparelho radiográfico em qualquer direção desejada. O algoritmo desenvolvido baseia-se na obtenção das FELs simuladas considerando as projeções geométricas do ponto focal em todas as orientações possíveis da câmera de fenda na posição central do campo.

O processo de obtenção das FTMs simuladas consiste, basicamente, na obtenção experimental das dimensões do ponto focal no centro do campo, utilizando uma das técnicas convencionais já mencionadas (KUNTKE, 1957, EVERSON *et al.*, 1987, KRATZAT, 1988, LAW, 1993) cujos erros envolvidos são bem conhecidos. A partir dessas medidas, o programa calcula as projeções geométricas da FEL para qualquer direção desejada, conforme ilustrado na Figura 3.13.

Figura 3.13 – Projeções do ponto focal para determinar as FELs simuladas: (a) projeções a 0°, α° e 90°; (b) simulação da FEL para a projeção num ângulo α (SCHIABEL *et al.*, 1997a).

O modelo escolhido para a determinação da FEL simulada foi o modelo retangular uniforme, considerando o trabalho de Burgess (BURGESS, 1977). Burgess estudou diferentes modelos para caracterizar a distribuição do ponto focal e concluiu que o modelo retangular uniforme pode ser considerado como base para especificar tamanhos de ponto focal e também para descrever suas propriedades em termos da FTM. Assim, para cada FEL projetada em cada ângulo de interesse, é calculada a transformada de Fourier e obtida a FTM.

A Figura 3.14 mostra um exemplo onde foram obtidas diversas FTMs para o mesmo aparelho radiográfico, considerando 10 orientações diferentes da fenda no campo.

Figura 3.14 – FTM's obtidas com o programa de simulação para um aparelho mamográfico (ponto focal: 1,40 x 0,90 mm) em 10 orientações diferentes.

Assim, com o modelo proposto, pode-se determinar a FTM de qualquer aparelho radiográfico dispensando todo o sofisticado aparato experimental necessário no modo convencional, como o sensitômetro e o microdensitômetro, além de proceder as avaliações de um modo bem mais simples e rápido. Com isso, o método das funções de transferência passou a ser acessível a qualquer hospital ou clínica radiológica que efetua medidas de controle de qualidade em seus equipamentos.

3.8 - Avaliação da FTM para sistemas digitais

Os sistemas digitais de imagem radiológica, embora também tenham como entrada o padrão de raios X incidindo num sistema de registro como o filme ou outro sistema de sensoriamento eletrônico (uma tela de fósforo ou um dispositivo CCD apropriado), apresentam como saída uma informação digital que, a rigor, vai ser mostrada numa tela de um monitor de vídeo. Em outras palavras, a análise de transferência em sistemas de radiografia digital é uma composição entre a análise clássica de sistemas convencionais (os “analógicos”) e uma análise específica da parte exclusivamente digital, composta pelo digitalizador, sistema digital de processamento e sistema de apresentação da imagem (*display*) (GIGER *et al.*, 1984).

Portanto, em resumo, a análise de transferência para sistemas radiográficos digitais deve focalizar os componentes elementares presentes nesses sistemas, levando à determinação das FTM's devidas a cada um. Assim, conhecido o comportamento individual

de cada componente, é possível verificar quais são os principais responsáveis pela degradação da imagem, além de identificar o efeito do módulo digital na qualidade geral daquele sistema. A Figura a seguir ilustra os blocos componentes do sistema digital completo.

Figura 3.15 - Diagrama em blocos dos componentes fundamentais em um sistema de radiografia digital: (A) parte analógica (convencional); (B) parte digital

Os componentes apresentados no esquema da Figura 3.15 afetam a resolução total do sistema de imagem digital e, portanto, as FTM's correspondentes ao comportamento de cada um deles devem ser determinadas. Diversos trabalhos (ROSSMANN, 1969, DOI, 1982; SCHIABEL, 1997) estabeleceram condições de determinação da FTM relativa aos estágios analógicos, conforme descrito anteriormente. Esses estágios estão representados pelos blocos na parte (A) da Figura 3.15. Na prática, uma fenda é utilizada como objeto para a análise, que considera o efeito da geometria de exposição e degradações por ela causada, e também do tamanho e formato do ponto focal, além do fator de magnificação utilizado. A resposta do detector de raios X, no sistema de registro, pode acrescentar uma dispersão adicional da resposta espacial em função de processos tais como o espalhamento de raios X e a difusão de luz, no caso da presença de écrans intensificadores. Essencialmente, a resposta desses detectores, sejam eles filmes, intensificadores de imagem, câmera de TV, telas fosfóricas acopladas a fotodiodos, cristais cintiladores acoplados a fotomultiplicadoras, sensores semicondutores, sensores CCD, ou qualquer outro tipo desenvolvido ou sob testes para a formação da imagem radiográfica, pode ser avaliada pela relação entre a entrada (padrão de raios X, isto é, uma distribuição de intensidade ao longo de uma área) e a correspondente saída (que pode corresponder desde a

um grau de escurecimento variável, no caso de filmes, até variações de luminância em intensificadores de imagem ou TV). De qualquer modo, a curva sensitométrica, determinada para cada tipo de sensor, estabelece perfeitamente essa característica de transferência e, desse modo, faz parte do levantamento daquela que passará a ser chamada de “FTM analógica”.

Na verdade, essa FTM analógica é a FTM obtida considerando-se todos os parâmetros da parte analógica do sistema: ponto focal, fatores de magnificação, sistema de registro. Na análise final do sistema radiográfico digital, ela será o padrão de entrada, que proporcionará a FTM final, após passar pelos blocos do estágio digital e da apresentação da imagem no bloco de “display”.

3.8.1. Compondo a FTM digital

Para compor a FTM relativa à parte digital do sistema radiológico, são considerados os componentes básicos citados na seção anterior. O módulo digital tem início com o sistema digitalizador, responsável pela aquisição de dados. Para facilitar o entendimento vamos considerar que o sistema radiológico a ser analisado é composto de um módulo convencional com saída correspondendo à imagem registrada em filme radiográfico, e de um módulo digital, formado por um digitalizador de filme (*scanner*), um sistema de processamento e um display para visibilização da imagem. Portanto, devem ser considerados os efeitos causados por esses elementos no cálculo das respectivas FTM.

O digitalizador introduz três efeitos que podem degradar a imagem: (a) a abertura de amostragem; (b) o nível (ou distância) de amostragem; e (c) o nível de quantizações na conversão A/D. Na prática, pode-se considerar que a abertura de amostragem corresponde ao tamanho da área de amostragem do sensor do sistema de digitalização, enquanto que a distância de amostragem está associada à velocidade do deslocamento daquela área durante a varredura. O tamanho do *pixel* na imagem digitalizada final depende desses dois parâmetros. O nível de quantizações está associado à quantidade de bits utilizada na digitalização. De acordo com alguns trabalhos (GIGER *et al.*, 1984, OHARA *et al.*, 1989, FUJITA *et al.*, 1992), digitalizações em 10 bits ou mais tornam desprezível o efeito desse parâmetro na FTM total do sistema.

O segundo componente da parte digital é o sistema de processamento. Normalmente, um sistema particular de processamento introduz a aplicação de técnicas que

modificam a imagem digitalizada e armazenada, procurando realçar algum aspecto. Entretanto, os tipos de processamento podem ser os mais variados possíveis e, para avaliar seu efeito, deve-se conhecer sua função espacial específica.

Finalmente, deve-se considerar o efeito do display em termos da FTM final através do tamanho do seu pixel de saída, que será o limite de resolução da imagem amostrada final. Desse modo, a FTM digital será composta basicamente de quatro fatores singulares: (1) a FTM devida à abertura de amostragem do digitalizador FTM_{aa} - deve-se ressaltar que essa FTM é diferente da chamada “FTM pré-amostrada”, que considera o produto desse resultado pela FTM analógica anterior, chamada simplesmente de FTM_A ; (2) a função referente à distância de amostragem; (3) a função referente ao processamento (quando existir); e (4) a FTM devida ao tamanho da abertura do display, aqui chamada de FTM_d .

3.8.2 - FTM do digitalizador (FTM de amostragem)

O conceito da abertura de amostragem do sistema digitalizador é claro e bastante conhecido, correspondendo ao tamanho da área do sensor de varredura, e, portanto, ao menor tamanho físico de um elemento de imagem. Como essa abertura pode ser considerada como tendo um formato quadrado de tamanho linear a , pode-se encontrar sua correspondente FTM, aplicando-se a transformada de Fourier sobre uma função quadrada de largura a e amplitude normalizada em 1, o que equivale a calcular a função *sinc* para essa largura (GIGER *et al.*, 1984).

A distância de amostragem, porém, precisa ser considerada na verificação do efeito da digitalização, dada sua importância no processo. Essa distância Δx é definida como o intervalo espacial no qual a imagem é discretamente amostrada. Está, na verdade, associado ao conceito da frequência de amostragem², ou a frequência de Nyquist. Em analogia ao Teorema da Amostragem para sinais periódicos no domínio do tempo, no domínio espacial essa frequência deve ser igual a, pelo menos, o dobro da maior frequência relativa ao sinal amostrado, o que, na prática, determina que deve ser o inverso do dobro de

² No domínio temporal, um sinal pode ser digitalizado através de sucessivas amostragens ao longo do seu período de duração; um trem de pulsos de amostragem atua sobre esse sinal, cuja maior frequência, segundo o Teorema da Amostragem, deve ser, pelo menos 2 vezes menor que a do trem de pulsos para que possa ser recuperado posteriormente sem grandes distorções.

Δx . Também a partir da teoria de Amostragem, sabe-se que o efeito de “*aliasing*” (que poderia ser grosseiramente traduzido como um efeito de superposição de sinais digitalizados) está centrado em $2n$ vezes a frequência de Nyquist ($n = \text{inteiro}$), podendo ocorrer em ambas direções para um sistema bidimensional de imagem. Pode-se, porém, numa análise simplificada, considerar que a mesma distância de amostragem Δx seja utilizada em ambas as direções de varredura, de modo que a FTM do digitalizador pode ser dada pela convolução entre a FTM_{aa} e a função pente no domínio da frequência, conforme representado na equação (5.13).

$$FTM_{\text{digitalizador}} = FTM_{aa} * III(u, v; \frac{1}{\Delta x}, \frac{1}{\Delta x}) \quad (3.14)$$

A função *pente* é também conhecida em amostragem digital como função de chaveamento. A justificativa do resultado mostrado na Equação (3.14) vem do próprio Teorema da Amostragem, que especifica a frequência mínima de amostragem como sendo igual a 2 vezes a máxima frequência do sinal amostrado (f_m). A definição da função *pente*,

ou de chaveamento, no domínio temporal é dada pela equação $III(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(t - n)$.

Pelas propriedades inerentes dessa função, o seu espaçamento será dado por $(1/2 f_m)$, de modo que:

$$III(1/2 f_m t) = \frac{1}{1/2 f_m} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(t - \frac{n}{1/2 f_m}) = 2 f_m \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(t - n 2 f_m) \quad (3.15)$$

no domínio espacial, a equação (3.15) será representada por:

$$III(u, \frac{1}{\Delta x}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(u - \frac{n}{\Delta x}), \quad (3.16)$$

para o caso unidimensional, o produto de duas funções como acima, uma para Δx e outra para Δy , especifica a função do caso bidimensional. Uma vez, então, definida a função de chaveamento acima, a função de amostragem é dada pela multiplicação desta pela função de entrada (correspondente ao sinal amostrado); enquanto esse resultado é obtido no domínio do tempo ou do espaço, no domínio da frequência, finalmente, é necessário calcular a

transformada de Fourier da função de amostragem, que produzirá o resultado especificado na equação (3.14) anterior.

Vale ainda comentar o efeito de *aliasing* mencionado anteriormente. Esse fenômeno corresponde a uma superposição de imagem que ocorre a partir do sinal do espectro original dessa mesma imagem como consequência de amostragem feita abaixo do limite da frequência de *Nyquist*. O resultado é que a informação do sinal original é indistinguível de suas imagens. Quando a frequência f_m do sinal é exatamente metade da frequência de amostragem, ela é definida como a frequência de *Nyquist*. Para evitar o efeito de *aliasing*, a frequência de amostragem deve ser maior ou igual a 2 vezes esse valor. De qualquer modo, esse fenômeno impede que o sinal original (ou, no nosso caso específico, a imagem) possa ser recuperado sem severas degradações.

3.8.3 - FTM completa da parte digital

Se algum processamento de imagem é realizado sobre os dados digitais, o efeito do(s) filtro(s) de processamento deve ser considerado na resposta do sistema. Isso é feito através da determinação da FTM devida ao filtro, que pode ser obtida pela conversão da função espacial do filtro para o domínio da frequência, como, por exemplo, via-transformada de Fourier também. Embora a FTM digital seja considerada aquela correspondente a todo o processo de transferência da informação correspondente à imagem, desde a digitalização até a amostragem final no display, esse último estágio não é necessariamente digital. Assim, considerando que a magnificação entre o plano detector e o plano do display seja unitária e, portanto, que o incremento de distância para o display se iguale a sua distância de amostragem, a FTM_d será dada pela resposta da abertura d do display no domínio da frequência, isto é, a transformada de Fourier de uma função quadrada agora de largura d , analogamente ao cálculo da FTM_{aa} .

A FTM correspondente a parte digital do sistema radiológico será dada pelo produto entre a FTM do digitalizador, a FTM devida ao processamento e a FTM do display. A FTM geral do sistema como um todo considera ainda a FTM analógica, de modo que será dada por:

$$FTM_{total} = FTM_A \cdot FTM_{digitalizador} \cdot FTM_{process} \cdot FTM_d \quad (3.16)$$

onde: FTM_A = FTM obtida após o sistema de registro (produto entre a FTM devida ao ponto focal e devida ao sistema de registro) e $FTM_{digitalizador}$ foi apresentada na equação (3.14). O

produto entre a FTM_A e a FTM_{aa} é chamada de FTM de pré-amostragem, enquanto o produto dos dois primeiros termos à direita do sinal de igual na equação (3.16) é a “FTM amostrada”.

3.9 - Avaliação do Tamanho do Ponto Focal pela FTM

Pode-se utilizar a teoria das funções de transferência e funções de espalhamento para se obter as dimensões do ponto focal de qualquer aparelho radiográfico. Os métodos que podem ser utilizados para essa avaliação são o método do primeiro mínimo da FTM, método da raiz média quadrática (RMQ) e o método da distância da metade da altura da função de espalhamento de linha (FWHM – *full width half maximum*).

3.9.1 - Método do primeiro mínimo da FTM

Segundo Rao (RAO *et al.*, 1971), pode-se avaliar o limite de resolução de um sistema radiográfico considerando o tamanho do seu ponto focal, que pode ser determinado através do conhecimento de sua FTM. O tamanho equivalente do ponto focal é então determinado como sendo o inverso da frequência espacial para a qual esta função atingiu seu primeiro mínimo, como ilustrado na Figura 3.16. Deve-se determinar a FTM do equipamento radiográfico pelo método tradicional proposto por Doi *et al.* (DOI, 1982). A FTM encontrada para a fenda posicionada na direção paralela ao eixo catodo-anodo corresponde ao tamanho do ponto focal na direção perpendicular e vice-versa.

Figura 3.16 - Ilustração de um exemplo genérico de FTM

Para determinar um valor único, que caracterize o tamanho do ponto focal, pode-se medir a FEL em várias direções, e determinar a pior resposta em frequência espacial

encontrada (menor frequência). Na prática, deve-se considerar como limite de resolução de um sistema radiográfico a maior dimensão encontrada do ponto focal.

3.9.2 - Método da raiz média quadrática

Uma outra forma de se determinar o tamanho equivalente do ponto focal, considerando os limites de resolução do sistema, segundo Doi & Rossmann (DOI, 1974) é através do valor da raiz média quadrática (RMQ) da sua FEL, onde este valor é definido por:

$$RMQ = \left[\int_{-\infty}^{\infty} x^2 FEL(x) dx \right]^{1/2} \quad (3.17)$$

considerando que $\left(\int_{-\infty}^{\infty} FEL(x) dx = 1 \right)$ e $\left(\int_{-\infty}^{\infty} x \cdot FEL(x) dx = 0 \right)$.

Para que a equação 3.17 seja válida, é necessário que a FEL seja normalizada à unidade e o valor $x = 0$ coincida com o centro da mesma. Assim, calculado-se o valor RMQ da FEL, o procedimento de determinação do tamanho equivalente do ponto focal resume-se a encontrar o tamanho da distribuição uniforme do ponto focal que fornecerá o mesmo valor RMQ que a distribuição original. Segundo os autores, o tamanho de um ponto focal uniforme é igual a $(\sqrt{12})$ vezes o valor RMQ da sua FEL. Assim, uma maneira mais simples seria multiplicar o valor RMQ encontrado por 3,5 para determinar o tamanho equivalente do ponto focal. Na Figura 3.17, temos um exemplo de uma FEL uniforme e uma FEL real, ambas com o mesmo valor RMQ.

Figura 3.17 - Exemplo de uma FEL real e uma uniforme, com mesmo valor RMQ.

Doi & Rossmann observaram que pontos focais com diferentes distribuições de intensidade (Gaussiana simples, dupla, função impulso, etc.), mas mesmo valor RMQ, produziam FTMs muito semelhantes, ou seja, utilizando esse método para determinar o tamanho equivalente do ponto focal, a influência da distribuição de intensidade do ponto focal na qualidade da imagem pode ser desprezada. Além disso, uma vantagem de se utilizar esse método é que o valor encontrado para o tamanho do ponto focal refere-se ao tamanho **equivalente** do mesmo, ou seja, refere-se à capacidade de resolução do sistema radiográfico, do mesmo modo que o teste padrão estrela.

3.9.3 - Método FWHM (*full width half maximum*)

Um método pouco descrito pela literatura, porém, muito empregado na prática do cálculo do tamanho do ponto focal é o método FWHM. Esse método consiste e calcular a largura da FEL a meia altura do seu pico máximo, como representado na Figura 3.18.

Na prática, o tamanho do ponto focal em cada uma das direções do eixo catodo-anodo é dado por um cálculo, que consiste em pegar a coordenada (x_p, y_p) do pico de Densidades Ópticas da curva e determinar a coordenada (x_p, y_m) , onde $y_m = y_p / 2$. Este ponto, então, será rebatido à curva traçada tanto no sentido da direita, como no sentido da esquerda, determinando, desta forma, dois novos pontos (x_1, y_m) e (x_2, y_m) . Preservando-se todos esses critérios, o valor da dimensão do ponto focal será determinado pela distância entre (x_1, y_m) e (x_2, y_m) (THOMPSON, 1994).

Figura 3.18 - Representação visual do processo calculo do o ponto focal a partir da FEL pelo método FWHM

Apesar de simples esse método sofre algumas limitações tais como: a necessidade de um longo tempo de exposição, para se conseguir uma densidade óptica adequada, e necessidade de um alinhamento perfeito com o feixe central de radiação. As dimensões medidas, por outro lado, podem diferir um pouco das obtidas com o orifício, devido ao efeito da distribuição de intensidade. Isto porque, ao invés de medir as dimensões de uma imagem do ponto focal, o que se mede com a fenda é o alargamento da imagem provocado pelo tamanho finito da fonte, e este é provocado tanto pelo tamanho como pela forma e distribuição de intensidade do ponto focal.

3.10 – Comparação entre FTMs de sistemas distintos

A comparação das FTMs de dois ou mais sistemas permite identificar qual deles possui melhor característica em termos de resolução espacial.

Um dos parâmetros que poderia ser comparado é a frequência de corte das FTMs, ou seja, ponto em que essas curvas atingem o eixo das abscissas. Para FTMs com características próximas do ideal (com modulação unitária até próximo à frequência de corte), uma maior frequência de corte significa uma melhor resolução espacial. Na Figura 3.19 é possível observar que, mesmo não possuindo características próximas às de uma FTM ideal, a frequência de corte poderia ser usada para comparar as curvas denominadas FTM A e FTM B ou FTM A e FTM C. Entretanto, esse critério não permitiria comparar, de maneira correta, as FTMs B e C.

Assim, outro parâmetro, mais apropriado, deve ser usado na comparação. Uma proposta é utilizar a “frequência de canto” das curvas. Muito importante para o esboço de curvas de resposta em frequência logarítmicas, a frequência de canto corresponde à frequência na qual duas assíntotas se interceptam, como ilustra a Figura 3.19. Ela divide a curva de resposta em frequência em duas regiões, uma curva para a região de baixa-frequência e uma curva para a região de alta-frequência. Na frequência de canto, o valor da modulação é de, aproximadamente, 0,707, ou seja, $\sqrt{2}/2$, do valor máximo e a atenuação do sinal é da ordem de -3 dB.

Figura 3.19 – Comparação entre FTM's distintas

3.11 - Considerações sobre ruído

A FTM é o principal parâmetro físico indicador da resolução espacial de um sistema de imagem radiográfica.

Cabe considerar, contudo, que a qualidade da imagem radiográfica para fins de diagnóstico também depende da resolução de contraste dos sistemas de geração de imagem, que é determinada por um conjunto de fatores como: o ruído presente no sistema, a curva sensitométrica e, em sistemas digitais, a quantidade de níveis de cinza utilizados no processo de quantização dos valores dos pontos obtidos. A avaliação do ruído permite comparar a resolução de contraste de dois sistemas radiológicos de imagem, de curva sensitométrica similar e com igual quantidade de níveis de quantização.

Os principais fatores de geração de ruído em imagem radiográfica são apontados por COWEN *et al.* (1993) como sendo:

- **Ruído quântico primário:** dado pela variação aleatória de fótons incidentes em um detector de radiação. O ruído quântico é a fonte majoritária de ruído na imagem radiográfica e é unicamente dependente do número de fótons utilizados para gerar a imagem, decrescendo com a raiz quadrada do acréscimo da intensidade de radiação.

- **Ruído quântico secundário:** os fótons de raios X são convertidos em fótons de luz visível através de cristais cintiladores antes de sua detecção pelas matrizes de CCD. De forma semelhante, os sistemas de PSPL realizam a detecção da luz estimulada pelo *laser*.

No caso dos sistemas digitais:

- **Ruído de origem eletrônica:** esta parcela do ruído engloba diversas fontes de ruído associadas a flutuações na eletrônica dos sistemas de imagem. Nos sistemas baseados em CCD, este ruído está associado basicamente ao ruído do sistema de controle automático de ganho. Nos sistemas baseados em PSPL, este ruído está associado a flutuações na eletrônica da leitora e instabilidades do *laser*.
- **Heterogeneidade na estrutura do detector:** variações estatísticas da homogeneidade dos filmes de fósforo e nos cristais cintilográficos dos sistemas CCD; depende basicamente dos materiais e dos métodos de fabricação destes componentes.
- **Ruído de quantização:** esta parcela do ruído está associada ao fato do sinal adquirido em sistemas digitais ser quantizado em um número finito de níveis de representação.

O ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) define que a especificação técnica de um sistema de imagem considere a curva sensitométrica, as propriedades de resolução espacial e as propriedades de ruído. Um parâmetro, o DQE(v) - detecção efetiva de quanta - apresenta uma combinação destas características normalizada em função da dose. O DQE(v) é apontado como o melhor parâmetro físico de qualidade independente do objeto em estudo, sendo o “padrão ouro” para comparação de sistemas de imagem radiográficos (ALBUQUERQUE, 2001),”

Capítulo 4 – Material e Métodos

Como descrito no Capítulo 1, o presente trabalho pretende aplicar o método de simulação computacional para a obtenção da FTM de sistemas de aquisição de imagens radiográficas odontológicas, objetivando analisar comparativamente um sistema de radiologia digital indireta (cujas imagens são obtidas em filmes e, posteriormente, digitalizadas em *scanner*) com sistemas de radiologia digital direta disponíveis comercialmente (cujas imagens, digitais, são obtidas diretamente em placa apropriada, sem uso de filmes radiográficos).

Para isso, como descrito no item 4.6 adiante, um *phantom* foi utilizado na obtenção de imagens a serem processadas pelo pacote computacional desenvolvido por Vieira (VIEIRA, 2002a) e Escarpinati (ESCARPINATI, 2004). Adicionalmente, foram levantados parâmetros de avaliação de qualidade propostos pela “Portaria nº 453”.

O processo utilizado é composto por duas etapas, como ilustra a Figura 4.1.

Figura 4.1 – Processo para avaliação do sistema de imagem radiográfico

Na primeira etapa, o *phantom* sofre exposição aos raios X, por meio da utilização de um aparelho odontológico convencional, e a imagem é adquirida pelo sistema radiográfico em análise. Posteriormente, na segunda etapa, as imagens resultantes são exportadas para arquivos de imagem em formato comercial (TIFF - *Targa Interlaced File Format*, da *Adobe International*) e analisadas por meio do pacote computacional, que permite a obtenção de resultados para análise da qualidade do sistema.

4.1 – Caracterização da fonte de raios X

As exposições, exceto aquelas feitas para o sistema DIGORA, foram realizadas com a unidade de raios X GE 1000 previamente calibrada, vista na Figura 4.2, operando na condição de 50 kVp, 10 mA e filtro inerente de 2,7 mm de Al. A distância foco-receptor foi mantida em 30 cm. Os tempos de exposição utilizados foram 0,1 s, 0,25 s, 0,5 s.

Para análise do sistema DIGORA, localizado no departamento de Estomatologia da Faculdade de Odontologia de Bauru, USP, Estado de São Paulo, utilizou-se uma unidade de raios X Yoshida; Modelo Kaycor X-707; com os seguintes valores nominais: 70kVp; 7mA; 0,8 mm de ponto focal e filtração de 2,2 mmAl. O tempo de exposição utilizado foi 1s e a placa de fósforo foi mantida a 30 cm de distância do ponto focal do aparelho.

Figura 4.2 – Equipamento de raios X GE 1000 usado na realização dos testes

4.2 – *Phantoms*

Phantoms são corpos de prova construídos de maneira a assegurar o conhecimento da imagem de transmissão. Assim, obtêm-se, no receptor, imagens padronizadas, das quais se podem extrair parâmetros. Dado o conhecimento do *phantom* e da imagem radiográfica, pode-se determinar as características do sistema de imagem. Este enfoque fundamenta-se na modelagem por sistemas lineares, em que é possível caracterizar plenamente um sistema, por meio do conhecimento de sua entrada e de sua saída (HAYKIN, 1989).

Neste estudo, foi utilizado um *phantom* de resolução considerado ideal; qualquer defeito de construção, imperfeição geométrica ou não-homogeneidade será considerado como sendo imperfeição do sistema de imagem. Ele foi confeccionado a partir de sobreposição de fatias de cobre (Cu) (*Nuclear Associates, New York, NY*) com espessura de 0,1 mm (0,5% de planicidade) e 99,999% de pureza.

As exposições foram realizadas com a unidade GE 1000 (Kaycor para o sistema DIGORA) posicionada em um suporte acrílico, seguindo o modo de exposição proposto por Albuquerque em seu trabalho (ALBUQUERQUE, 2001), de maneira a garantir a distância foco-receptor e o alinhamento com o centro do feixe, como visto na Figura 4.3.

Figura 4.3 – Diagrama esquemático do suporte acrílico posicionador utilizado nas exposições. (ALBUQUERQUE, 2001)

Para eliminar distorções na imagem devidas ao efeito de magnificação provocado pelo fato de o ponto focal do aparelho de raios X não ser puntiforme, o *phantom* foi posicionado diretamente sobre os receptores de radiação, de maneira a garantir que distância entre eles fosse desprezível em relação à distância do conjunto (*phantom* e receptor) ao ponto focal.

4.2.1 – *Phantom* de resolução

O *phantom* de resolução é constituído por um degrau de absorção inclinado em 5° com relação ao plano horizontal (1,1 mm de Cu), sobre um fundo de 0,1 mm de Cu (ver Figura 4.4). Este *phantom* está associado à medida da FTM e suas imagens resultantes (ver Figura 4.5) consistem de uma região de interesse (Região A), onde se tem um degrau em níveis de cinza, um marcador de absorção total dos raios X (Região B), 1 mm de cobre, e um marcador de exposição, que permite a passagem total dos raios X (Região C), de 3 mm de diâmetro.

Figura 4.4 – Imagem fotográfica de um *phantom* de resolução.

Figura 4.5 – Imagem radiográfica de um *phantom* de resolução.

4.3 – Sistemas radiográficos analisados

Como comentado anteriormente, vários sistemas de geração de imagens digitais estão disponíveis no mercado para equipamentos de raios X odontológicos de diversos fabricantes. Deste universo, foram selecionados para análise três sistemas digitais diretos (um baseado na tecnologia CCD e dois em PSPL), e um sistema digital indireto (avaliado por meio da utilização de filmes com três diferentes velocidades).

4.3.1 – Sistema baseado em matrizes CCD

O sistema baseado em matrizes CCD utilizado para análise foi o CygnusRay MPS (Cygnus Technologies, agora comercializado pela Progeny Dental, USA), *software* Cygnus Media, versão 3.0.1.391, localizado na Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, Estado de São Paulo. Este sistema apresenta sensores de duas medidas, equivalentes aos filmes radiográficos odontológicos intrabuciais tamanhos 1 (20,06 x 30,10 mm) e tamanho 2 (27,50 x 36,08 mm); possui matrizes de *pixels* de 1,25 milhões de *pixels* (tamanho 1) e 2,05 milhões de *pixels* (tamanho 2); o tamanho do *pixel* para as duas medidas de sensores é de 22 μm ; área ativa de 604 mm^2 (tamanho 1) e 992 mm^2 (tamanho 2); resolução teórica de 23 lp/mm; com 65.536 níveis de cinza (cada *pixel* é representado por 16 bits).

Foi utilizado o sensor de tamanho 1 na realização dos testes.

Assim como outros sistemas CCD, o CygnusRay MPS possui os seguintes componentes:

- Sensor de matriz CCD;
- Unidade Processadora – acoplada ao sensor e ao computador;
- Unidade de processamento – computador e programa correspondente.

Figura 4.6 – CygnusRay MPS – (A) Sensor; (B) Unidade processadora.

4.3.2 – Sistemas baseados em placas PSPL

4.3.2.1 – O sistema DIGORA

O sistema DIGORA, foi lançado em 1994 pela *Soredex*, Helsink, Finlândia (www.soredexusa.com). Na Figura 4.7 é mostrada a leitora a *laser*. Os transdutores deste sistema, vistos na Figura 4.8, são placas de armazenamento fosfórico (PSPL), montadas a partir do substrato de bário-fluorohalogenado dopado com Európio do filme FUJI HR-V. Esse substrato é depositado sobre uma placa de metal ferromagnético e revestido com um encapsulamento plástico rígido. Há três tamanhos de placas intrabucais: tamanho 0 = 22 x 31 mm; tamanho 1 = 28 x 44 mm e tamanho 2 = 35 x 45 mm, como mostra a Figura 4.9.

Figura 4.7 – CPU responsável pela leitura das placas de fósforo do sistema DIGORA

Figura 4.8 – Placa de fósforo do sistema DIGORA: A) vista da face a ser exposta, B) vista da parte traseira

Figura 4.9 – Tamanhos das placas de fósforo do sistema DIGORA

As placas são expostas dentro de um invólucro de plástico negro lacrado, de forma a evitar contaminação e exposição à luz. Após a exposição aos raios X a placa é retirada do invólucro posicionada manualmente dentro da leitora a *laser*, onde é atraída por um pequeno magneto.

Para iniciar o processamento da placa, que no total dura cerca de 20 s, basta fechar a portinhola na entrada da placa da leitora. Ao fim do processo a placa é automaticamente apagada por uma luz halógena no interior do equipamento. O sistema somente tem capacidade para processar uma placa por vez. No sistema DIGORA fmx (2ª geração), o processo de retirada do invólucro e posicionamento da placa é realizado automaticamente.

Além das placas e da leitora a *laser*, o sistema ainda inclui um computador e um programa específico com base de dados para imagens.

A placa utilizada (placa número 2) tem dimensões 45,0 x 35,0 x 1,7 mm, na qual tem-se uma área ativa de detecção de 40,0 x 30,0 mm, o que a torna equivalente a um filme intrabucal número 2. Operando na resolução de 300 dpi, o tamanho equivalente do *pixel* é estimado em 71 x 71 µm. De acordo com o fabricante, o sistema apresenta uma resolução de 6 pl/mm nesta condição. As imagens disponibilizadas por este sistema são matrizes de 540 x 416 *pixels* com 8 bits para quantização de níveis de cinza. Cada imagem, exportada em formato TIFF (*Targa Interlaced File Format*), ocupa 230 kB, aproximadamente.

Para a geração das imagens no sistema DIGORA não se utilizou o *phantom* de resolução anteriormente descrito; placas de chumbo foram usadas para impedir que os raios X sensibilizassem uma região das placas de fósforo, permitindo a formação de uma borda na imagem.

4.3.2.2 – O sistema DENOPTIX

O sistema DENOPTIX foi lançado em 1997 pela *Gendex Dental System*, Milão, Itália (www.gendexxray.com). A Figura 4.10 apresenta os principais componentes do sistema DENOPTIX, exceto o computador que contém o programa responsável pela aquisição e processamento das imagens. Os receptores de raios X, vistos na Figura 4.11, são placas de armazenamento de fósforo (PSPL).

Figura 4.10 – Componentes do sistema DENOPTIX: A) Placas PSPL; B) Carrossel para posicionamento das placas a serem processadas; C) Leitora a *laser*

As placas de armazenamento de fósforo do sistema DENOPTIX também são montadas a partir do substrato de bário-fluorohalogenado dopado com Európio do filme FUJI HR-V. Esse substrato é depositado sobre uma película plástica flexível.

As placas são expostas dentro de um invólucro plástico, de forma a evitar exposição à luz. Após a exposição aos raios-X, as placas são retiradas manualmente do invólucro e posicionadas em um carrossel com capacidade para até 29 placas. Então o carrossel é inserido na leitora a *laser* (ver Figura 4.12). Ao fim do processo, é necessário apagar manualmente as placas por meio da exposição à luz de um negatoscópio por, no mínimo, dois minutos.

A placa utilizada (placa nº 2) tem dimensões 41,1 x 31,2 x 1,0 mm, na qual tem-se uma área ativa de detecção de 41 x 31 mm, o que a torna equivalente a um filme intrabucal nº 2. Este sistema é capaz de operar nas resoluções de 150, 300 e 600 dpi, onde os tamanhos equivalentes dos *pixels* são estimados, respectivamente, em 170 x 170 μm , 85 x 85 μm e 42 x 42 μm .

De acordo com o fabricante, o sistema apresenta resoluções de 4 pl/mm (150 dpi), 6 pl/mm (300 dpi) e 9 pl/mm (600 dpi). As imagens disponibilizadas por este sistema

são matrizes de 242 x 183 pixels (150 dpi), 485 x 367 pixels (300 dpi) e 969 x 733 pixels (600 dpi) com 8 bits para quantização de níveis de cinza. Cada imagem, exportada em formato TIFF ocupa 45 kB (150 dpi), 175 kB (300 dpi) e 695 kB (600 dpi).

Figura 4.11 – Placas de tamanho 2 do sistema DENOPTIX

Figura 4.12 – Leitora a *laser* do sistema DENOPTIX

O sistema DENOPTIX utilizado para os testes encontra-se na Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, Estado de São Paulo.

4.3.3 – Sistema digital indireto

O sistema digital indireto analisado baseou-se na aquisição de imagens em filmes radiográficos odontológicos tipos *D-speed*, *E-speed* e *F-speed*, número 2, e posterior digitalização no *scanner* PowerLook 1120 da *UMAX Technologies*, USA (www.umax.com), ilustrado na figura 4.13.

Figura 4.13 – Fotografia do *scanner* Umax PowerLook 1120

O *scanner* possui 8/14 bits para quantização de níveis de cinza, velocidade de varredura de 9,6 ms/linha (modo reflexivo), 17,28 ms/linha (modo transparente), resolução “*hardware*” 1200 x 2400 dpi e resolução máxima com interpolação de 9600 x 9600 dpi, área máxima de varredura 8,5” x 11,7” (modo reflexivo) e 8,5” x 10” (modo transparente), densidade óptica máxima de 3,7, sensores tipo CCD Tri-linear com 10.600 elementos, *buffer* de entrada/saída de 4MB e saída de dados com até 14 bits/*pixel*.

4.4 – Equipamentos utilizados nas medidas de parâmetros da Portaria 453/98

Os aparelhos de testes e filmes utilizados para as medições dos parâmetros foram:

- PMX I - M, RTI *Electronics* AB, Suécia, para as medidas de kVp e tempo de exposição. Esse equipamento possui incerteza de $\pm 2\%$ ou $\pm 0,7\text{kVp}$, não considerada nas medidas.

- Solidose 400, RTI *Electronics* AB, Suécia, para as medidas de dose. Esse equipamento possui incerteza de $\pm 5\%$, não considerada nas medidas.
- Filtros de alumínio, liga 1100 com 99% de pureza, (Victoreen Inc., EUA), de 0,1 e 0,5mm de espessura para medidas de CSR (item 2);
- Câmara de fenda, modelo 07-624 e suporte focal *Spot Test Stand*, modelo 07-623, ambos da Victoreen Inc., EUA, juntamente com um software desenvolvido para medidas de ponto focal e levantamento da FTM;
- Densitômetro, modelo 07-444, Victoreen Inc., EUA e 4 placas de acrílico de 1cm de espessura cada para avaliação do modo automático de exposição.
- Equipamento para a digitalização das imagens obtidas, originalmente, em filmes:
Digitalizador *laser Lumiscan 50* (Lumisys Inc., Sunnyvale, CA, USA), que permite definir o número de *pixels* por linha na imagem digital. Assim, foi selecionada a resolução de 1024 *pixels* por linha para o digitalizador *laser*.
- O dispositivo de teste foi radiografado utilizando um filme mamográfico (MinR 2000 fabricado pela *Eastman Kodak Corporation*) de 18 cm x 24 cm, resultando, para o digitalizador *laser*, portanto, um tamanho nominal de nominal de 0,176 mm (180 mm / 1024 pixels).

4.5 - Métodos aplicados nas medidas de parâmetros da Portaria 453/98

As medidas de Tensão de Pico (kVp), Reprodutibilidade do Tempo de Exposição, Camada Semi-Redutora (CSR) e de Linearidade e Reprodutibilidade da Exposição foram realizadas com o uso dos equipamentos de testes mencionados no item anterior, de acordo com procedimentos comumente usados na avaliação de qualidade de equipamentos radiológicos (PORTARIA, 1998).

Para a determinação do ponto focal e da FTM utilizou-se a metodologia proposta por Escarpinati e Vieira (VIEIRA, 2002a; ESCARPINATI, 2004). Nessa metodologia, foi desenvolvido um método computacional para a determinação experimental da FTO completa (FTM + FTF), de qualquer sistema radiográfico, a partir de uma imagem digitalizada de ponto focal obtida com uma câmera de fenda (EVERSON *et*

al., 1987, LAW, 1993). A imagem de fenda deve ser digitalizada com resolução mínima de 300 dpi (*pixel* de aproximadamente 85 μ m). Esse processo de digitalização visa eliminar o uso do microdensitômetro no processo de obtenção da função de espalhamento de linha (FEL) do sistema.

Os digitalizadores ou *scanners* de filme radiográfico trabalham da mesma forma que o microdensitômetro, já que calculam a densidade óptica de cada região da imagem para, posteriormente, converter em valores de *pixel*. Assim, uma vez obtida a imagem digitalizada da fenda, o programa desenvolvido faz uma varredura na imagem digital para obter a curva que relaciona o valor de *pixel* com a distância de varredura. A Figura 4.14 ilustra um exemplo de imagem digitalizada de fenda obtida experimentalmente para um equipamento radiológico nas orientações perpendicular e paralela ao eixo catodo-anodo.

Figura 4.14 - Imagem de fenda de um aparelho radiológico comercial nas direções paralela e perpendicular ao eixo catodo-anodo. A imagem foi digitalizada num *scanner* óptico com resolução espacial de 600 dpi

A partir disso, o programa converte os valores de *pixel* em densidades ópticas, utilizando a curva característica do *scanner* conforme descrito por Escarpinati (ESCARPINATI *et al.*, 2002). Além disso, para a obtenção da FEL, deve-se ainda converter os valores de densidade óptica em exposição. Para isso, o algoritmo utiliza a curva sensitométrica do filme radiográfico (ESCARPINATI *et al.*, 2002). Assim, o programa possui no seu banco de dados as informações obtidas para a curva característica dos *scanners* e também para a curva sensitométrica dos filmes radiográficos comerciais, fazendo com que todo esse processo de conversão seja feito automaticamente.

Finalmente, aplica-se a Transformada Discreta de Fourier na FEL (RAO *et al.*, 1969) para obtenção da função de transferência de modulação (FTM). Para a obtenção

do tamanho efetivo do ponto focal, o algoritmo utiliza dois métodos: o método do primeiro mínimo da FTM (RAO *et al.*, 1971) e o método da raiz média quadrática (RMQ) da FEL (DOI, 1975), reconhecido pela literatura como o mais preciso para avaliação de tamanho de ponto focal.

Além disso, levando em conta a variação do tamanho do ponto focal pela característica de campo, todos esses parâmetros podem ser calculados também para as imagens de ponto focal simuladas em outras posições no campo, determinadas pelo usuário. Assim, o programa desenvolvido calcula o tamanho efetivo do ponto focal no centro e em qualquer posição no campo do equipamento radiográfico, automaticamente, a partir da digitalização da imagem de fenda. A Figura 4.15 ilustra a tela do programa computacional desenvolvido para o cálculo do tamanho do ponto focal e também da simulação da variação do tamanho do ponto focal em uma posição arbitrária no campo. Note que além do tamanho do ponto focal, são calculadas e simuladas a FTM e a FTF do sistema.

Figura 4.15 (a) Tela do programa para cálculo do tamanho do ponto focal e da FTO real no centro do campo. (b) Tela do programa de simulação computacional para o cálculo do tamanho do ponto focal e da FTO completa para uma posição arbitrária no campo (ESCARPINATI *et al.*, 2002).

4.6 - Métodos para o cálculo da FTM

Em relação à FTM, vários métodos foram propostos para a determinação da FTM de pré-amostragem, utilizando fendas, degraus ou barras de calibração (FUJITA *et al.*, 1992, SAMEI *et al.*, 1998). O uso de fendas ou degraus tem sido considerado mais eficiente na prática, pois a análise computacional de um padrão de barras é uma tarefa mais dispendiosa e não apresenta maiores vantagens que as demais técnicas.

O método desenvolvido para cálculo da FTM de pré-amostragem utilizou o método do degrau, mais especificamente a função de resposta da borda (FRB). A FRB de um sistema de imagem digital é determinada digitalizando um objeto opaco capaz de gerar uma borda abrupta com o fundo mais claro (SAMEI *et al.*, 1998).

Entretanto, a amostragem direta da resposta ao degrau de um sistema de imagem digital fornece uma quantidade insuficiente de pontos na parte relativa ao degrau. Isto acontece porque o borramento geralmente tem a mesma magnitude do tamanho do *pixel* (JUDY, 1976). Assim, este problema foi contornado com a implementação da técnica também apresentada por P. F. Judy (JUDY, 1976) a partir de agora chamado de método JUDY, que recomenda que o degrau deve ser ligeiramente inclinado em relação ao sentido de varredura do digitalizador e, conseqüentemente, em relação à matriz de *pixels* da imagem digital. Com isso, os números de pontos relativos ao degrau podem ser somados considerando as projeções de cada um deles a uma reta imaginária perpendicular à inclinação do degrau, obtendo-se então um número muito maior de pontos. A Figura 4.16 ilustra o método descrito anteriormente.

Figura 4.16 - Orientação do degrau em relação a matriz de *pixels*. Ilustra o método para obter um número suficiente de pontos na parte relativa ao borramento do degrau (SAMEI *et al.*, 1998).

A partir do método de JUDY, foi desenvolvido um algoritmo para o cálculo da função de espalhamento de degrau. Entretanto, tal método aumentou significativamente o ruído da FRB o que prejudicou a análise da curva e conseqüentemente o cálculo da FEL. A solução para tal problema foi o emprego de um filtro passa baixa para tentar amenizar o ruído provocado e não distorcer as informações contidas na FRB. O filtro utilizado foi o da média onde

$$FRB_{filtrada}(x) = media(FRB(x-2), FRB(x-1), FRB(x), FRB(x+1), FRB(x+2)) \quad (4.1)$$

Resolvido o problema de ruído na FRB, a FEL é obtida a partir da integração numérica da FRB. Neste trabalho utilizou-se o método de integração numérica conhecido como método de Euler.

$$f'(x) = \frac{f(x-1) + f(x+1)}{2} \quad (4.2)$$

Nas Figuras 4.17 (b) e (c) pode-se ter uma idéia da vantagem de se utilizar o método JUDY ao invés de uma simples varredura das linhas da imagem. O gráfico exibido na Figura 4.17(b) foi obtido através de uma análise direta (linear) do degrau provocado na imagem representada pela Figura 4.17(a). Já a Figura 4.17(c) representa o resultado obtido

utilizando-se o método JUDY. Nota-se uma melhora significativa na quantidade de pontos para representação da FRB e, conseqüentemente na resolução da curva.

Figura 4.17 - (a) Imagem digitalizada utilizando um anteparo para provocar o degrau (borda) (b) Cálculo da FRB e da FEL utilizando uma varredura direta (c) Cálculo da FRB e da FEL utilizando o método de JUDY.

Para os testes realizados, a taxa de amostragem e a FTM foram calculadas nas direções paralela e perpendicular ao sentido de varredura do digitalizador, de forma a verificar se o sistema digital possui características de isotropismo. Em um sistema de imagem isotrópico, a orientação do objeto não modifica as características da imagem e, portanto, a FTM em qualquer direção é a mesma. Para sistemas não isotrópicos, que é o mais comum, a FTM deve ser calculada em no mínimo duas direções: paralela e perpendicular (GIGER *et al.*, 1984).

4.6.1 - Medida da resolução espacial por meio da FEL

O critério de RAYLEIGH (HART & SMITH, 1992) é adotado para estimar aproximadamente a resolução espacial a partir da função de transferência de modulação. Neste critério, a resolução espacial é definida pelo inverso da largura em meia altura (FWHM – *full width half maximum*) da FEL(x) (HART & SMITH, 1992):

$$R = \frac{1}{FWHM} \quad (4.3)$$

Como descrito no item 3.9.3, a FWHM é definida como a distância entre os pontos da FEL(x) de valor igual à metade de seu máximo. O significado físico da FWHM é

a mínima separação necessária entre dois pontos de tal forma que estes sejam resolvíveis na ausência de ruído (HART & SMITH, 1992).

Capítulo 5 – Resultados e discussão

Objetivando facilitar a apresentação, a interpretação e a análise dos resultados, eles foram divididos em dois grupos:

- 1) Parâmetros de avaliação de qualidade propostos pela “Portaria nº 453”;
- 2) Função de Transferência de Modulação – FTM.

5.1 - Parâmetros de avaliação de qualidade propostos pela “Portaria nº 453”

Como parte dos objetivos propostos, características de equipamentos de raios X odontológicos foram obtidas, seguindo as recomendações da Portaria 453/98 (PORTARIA, 1998) e de acordo com a metodologia descrita no tópico “Métodos aplicados nas medidas de parâmetros da Portaria 453/98”, do capítulo anterior.

Dessa forma, foram analisados 8 equipamentos, apresentados na Tabela 5.1, e os seguintes parâmetros foram avaliados:

- Tensão de Pico (kVp);
- Reprodutibilidade do Tempo de Exposição;
- Camada Semi-Redutora (CSR);
- Linearidade e Reprodutibilidade da Exposição;
- Tamanho do Ponto Focal (embora não solicitada pela Portaria 453/98, trata-se de medida essencial para a avaliação da resolução espacial dos equipamentos);

Tabela 5.1 - Descrição dos equipamentos avaliados

Equip.	Marca (fabricante)	Modelo
1	DABI Atlante	Spetro 10 70-X
2	Yoshida	Kaycor X-707
3	DABI Atlante	Spetro 10 70-X móvel
4	GE Medical Systems	GE-100
5	Siemens	Heliodont 60B
6	GE Medical Systems	GE-90
7	VILLA Sistemi Medicali	Rotograph Plus – Panorâmico (Direito)
8	VILLA Sistemi Medicali	Rotograph Plus- Panorâmico (Esquerdo)

5.1.1 – Resultados

Os resultados obtidos nos testes realizados são apresentados nas tabelas a seguir. Para cada teste realizado concluiu-se se os parâmetros medidos são satisfatórios ou insatisfatórios de acordo com limites de aceitação expressos na Portaria 453/98 (PORTARIA, 1998).

Tabela 5.2 - Avaliação da tensão de pico no tubo (kVp)

Equip.	Tensão Nominal (kVp)	Tensão obtida em 3 medidas (kVp)			Média	Valor mínimo	Conclusão
1	70	47,30	47,50	47,40	47,40	47,30	Satisfatório
2	70	70,60	70,40	70,20	70,40	70,20	Satisfatório
3	70	62,30	61,50	61,80	61,87	61,50	Satisfatório
4	70	55,00	55,20	55,40	55,20	55,00	Satisfatório

Equip.	Tensão Nominal (kVp)	Tensão obtida em 3 medidas (kVp)			Média	Valor mínimo	Conclusão
5	60	54,50	54,10	54,20	54,27	54,10	Satisfatório
6	70	63,50	63,10	63,20	63,27	63,10	Satisfatório
7	70	75,50	75,60	75,50	75,55	75,50	Satisfatório
8	75	60,12	60,18	60,15	60,15	60,12	Satisfatório

Limites de aceitação: Portaria 453 item 5.15 c)

“A tensão de pico medida no tubo não deve ser inferior a 50 kVp, com uma tolerância de -3kV”

Tabela 5.3 - Camada semi-redutora (CSR)

Instrumento de medida: MPD (“Barracuda”) *Multi Purpose Detector*, da RTI Electronics.

Equip.	Tensão nominal de ajuste (kVp)	Tensão real medida (kVp)	CSR (mmAl)	Conclusão
1	70	48,68	1,5	Satisfatório
2	70	70,3	2,01	Satisfatório
3	70	61,7	1,45	Satisfatório
4	70	55,26	1,41	Satisfatório
5	60	54,30	1,38	Satisfatório
6	80	70,16	1,79	Satisfatório
7	70	75,2	2,26	Satisfatório
8	75	58,37	2,11	Satisfatório

Tolerância: Definida pela Portaria 453, no item 5.15 b)

Tabela 5.4 - Reprodutibilidade do tempo de exposição

Equip.	Valores nominais de tempo de exposição (s)	Média para 4 medidas	10% da média	Máximo desvio na reprodutibilidade	Conclusão
1	0,5	0,225	0,023	0,016	Satisfatório
	1	0,798	0,080	0,017	
	1,5	1,248	0,125	0,030	
2	0,23	0,239	0,024	0,001	Satisfatório
	0,5	0,5	0,05	0,017	
	1	0,989	0,099	0,001	
3	0,4	0,421	0,042	0,001	Satisfatório
	1,0	1,163	0,116	0,040	
	1,2	1,393	0,139	0,010	
4	1	1,01	0,10	0	Satisfatório
	2	2,04	0,20	0	
5	0,4	0,481	0,048	0,014	Satisfatório
	0,8	0,904	0,090	0,001	
	2,0	2,230	0,23	0,020	
6	0,5	0,552	0,055	0,027	Satisfatório
	1,0	1,155	0,116	0,020	
	2,0	2,275	0,276	0,040	
7	0,4	0,389	0,039	0,001	Satisfatório
	0,6	0,589	0,059	0	
	0,8	0,789	0,079	0	
8	0,5	0,490	0,049	0,001	Satisfatório
	0,8	0,789	0,079	0	
	1,0	0,991	0,099	0	

Limites de aceitação: Portaria 453 item 5.15 d) "Reprodutibilidade do tempo de exposição: máximo desvio na reprodutibilidade $\leq 10\%$ da média das medidas

Tabela 5.5 - Medidas das dimensões do ponto focal. Os valores representam, respectivamente, as dimensões perpendicular e paralela do ponto focal em relação ao eixo catodo-anodo (método RMS).

Equip.	Tamanho nominal do Ponto Focal (mm)	Valor medido (mm)	Conclusão
1	0,80 x 0,80	0,52 x 0,78	Satisfatório
2	0,80 x 0,80	0,68 x 1,57	Satisfatório
3	0,80 x 0,80	0,41 x 0,85	Satisfatório
4	0,80 x 0,80	1,03 x 1,55	Satisfatório
5	-	-	Não avaliado
6	0,80 x 0,80	1,43 X 2,04	Insatisfatório
7	0,50 x 0,50	0,74 x 0,82	Satisfatório
8	0,50 x 0,50	0,24 x 0,36	Satisfatório

Tolerância de acordo com NCRP - Report 99, 1988– “*Quality Assurance for Diagnostic Imaging*”: 1,2 mm x 1,6mm, para valor nominal de 0,8 mm x 0,8mm; e 0,75 mm X 1,10 para valor nominal de 0,5 mm x 0,5 mm

Tabela 5.6 - Linearidade e Reprodutibilidade da Exposição.

Instrumento de medida: MPD (“*Barracuda*”) *Multi Purpose Detector*, da RTI Electronics.

Equip.	Desvio Máximo Linearidade (%)	Desvio Máximo Reprodutibilidade (%)	Conclusão
1	35	3,2	Insatisfatório
2	2,1	2,8	Satisfatório
3	5,0	2,0	Satisfatório
4	0	1,6	Satisfatório
5	3,1	5,6	Satisfatório
6	12	5,7	Satisfatório
7	3,5	2,1	Satisfatório
8	31,7	Não avaliada	Insatisfatório

Tolerância (Portaria 453): 20% para Linearidade e 10% para Reprodutibilidade.

5.1.2 – Discussão sobre os parâmetros propostos pela “Portaria nº 453”

Os dados sobre Tensão de Pico (kVp), Reprodutibilidade do Tempo de Exposição, Camada Semi-Redutora (CSR), Linearidade e Reprodutibilidade da Exposição e Tamanho do Ponto Focal foram, de maneira geral, satisfatórios; demonstrando que os equipamentos avaliados encontravam-se em boas condições de funcionamento.

O tamanho avaliado para o ponto focal do equipamento 6 (GE-90 da *GE Medical Systems*) encontrava-se fora dos limites de aceitação e, por esse motivo, pode comprometer a qualidade das imagens obtidas por esse equipamento. Como o filme, a placa de fósforo ou o sensor CCD são colocados muito próximos ao objeto de interesse (o dente, por exemplo), sugere-se posicionar o ponto focal desse aparelho de raios X à maior distância possível da boca do paciente, de maneira a diminuir o efeito da magnificação do ponto focal, responsável pelo “borramento” da imagem.

5.2 - Função de Transferência de Modulação – FTM

Foram levantadas as Funções de Transferência de Modulação (FTM) dos seguintes elementos:

- 1) FTMs relativas ao sistema de aquisição de imagens de três equipamentos digitais diretos:
 - a. CygnusRay – baseado em matrizes de sensores CCD;
 - b. DIGORA – baseado em placas de armazenamento de fósforo (PSPL);
 - c. DENOPTIX - baseado em placas de armazenamento de fósforo (PSPL).
- 2) FTM relativa ao sistema de aquisição e de digitalização de imagens correspondentes a um sistema digital indireto (avaliado por meio da utilização de filmes radiográficos KODAK nº 2, tipos *D-speed*, *E-speed* e *F-speed*, digitalizados por meio do *scanner* Umax descrito anteriormente).

Cabe lembrar que, objetivando eliminar distorções na imagem devidas ao efeito de magnificação provocado pelo fato de o ponto focal do aparelho de raios X não ser

puntiforme, o *phantom* de borda utilizado foi posicionado diretamente sobre os receptores de radiação e a distância desses receptores ao ponto focal do aparelho de raios X foi consideravelmente grande (30 cm). Dessa maneira, a distância entre os receptores de radiação e o *phantom* pode ser considerada desprezível em relação à distância do conjunto (*phantom* e receptor) ao ponto focal.

Logo, o efeito do ponto focal do aparelho de raios X sobre a resolução espacial dos sistemas analisados pode ser desprezado e as FTMs obtidas correspondem somente aos sistemas de registro (captura) das imagens.

5.2.1 – FTM do sistema DIGORA

Nesta etapa, por meio da utilização do método da Função de Resposta de Borda, descrito anteriormente, foram obtidas duas FTMs correspondentes ao sistema digital DIGORA:

- FTM devida ao conjunto constituído pelo dispositivo de registro (placa de fósforo) e pelo sistema de leitura do processo de digitalização (digitalizador do sistema DIGORA), denominada FTM sistêmica;
- FTM correspondente somente ao sistema digitalizador do sistema DIGORA.

Para isso, foi feita uma imagem (com resolução padrão do sistema de 300 dpi e 8 bits/*pixel*, ou 6 pl/mm, de acordo com o fabricante), apresentada na Figura 5.1, que contém 3 regiões distintas:

- Região A) – recebeu raios X diretamente;
- Região B) – não recebeu raios X (devido a um anteparo de chumbo colocado no momento da exposição);
- Região C) – não lida pelo digitalizador (devido a um anteparo de papel colocado no instante da leitura da placa de fósforo no equipamento DIGORA).

Figura 5.1 – Imagem para a obtenção de FTMs no DIGORA - Região A) – recebeu raios X diretamente; Região B) – não recebeu raios X; Região C) – não lida pelo digitalizador

Assim, considerando a borda entre as regiões A e B, foi possível levantar a FTM devida ao conjunto constituído pelo dispositivo de registro (placa de fósforo) e pelo sistema de leitura do processo de digitalização (digitalizador do sistema DIGORA).

De maneira similar, considerando a borda entre as regiões C e B da Figura 5.2, foi possível calcular a FTM correspondente somente ao sistema digitalizador do sistema DIGORA. Ambas as FTMs são apresentadas na Figura 5.2, a seguir.

Figura 5.2 – FTMs correspondentes ao sistema DIGORA (resolução padrão de 300 dpi)

5.2.1.1 – Discussão baseada nas FTM do sistema DIGORA

Considerando que o sistema DIGORA é constituído pelo dispositivo transdutor de registro (placa de fósforo) e pelo sistema de leitura do processo de digitalização e geração da imagem (digitalizador), conclui-se que a FTM do sistema corresponde ao produto entre a FTM do transdutor e a FTM do digitalizador, como discutido na seção 3.8. A análise da Figura 5.2 permite observar que o sistema como um todo apresenta uma resolução espacial inferior à resolução do digitalizador. Pode-se concluir que tal fato ocorre devido à influência do transdutor (placa de fósforo) na degradação da resolução espacial do sistema, o que vai ao encontro da conclusão de BRETTLE *et al.* (1996) de que a resolução em sistemas de armazenamento de fósforo é determinada, em grande parte, pelo espalhamento do *laser* de estimulação no interior da placa.

A FTM de sistemas ideais deve possuir modulação próxima da unidade na faixa de frequência de interesse. Porém, admitindo que até o ponto de modulação igual a 0,7 no gráfico da FTM (correspondente à frequência de canto, vide item 3.10), o sistema permita reproduzir, na imagem, objetos com baixa degradação em termos de resolução espacial, a análise da FTM do sistema DIGORA permite concluir que objetos com tamanhos superiores ou iguais a 0,7 mm (1,4 ciclos/mm), aproximadamente, são reproduzidos com pouca distorção nas imagens geradas pelo sistema. A partir desse ponto, distorções proporcionalmente maiores (decorrentes de uma menor resolução espacial) aparecerão nas imagens de objetos cada vez menores.

5.2.2 – FTM do sistema DENOPTIX

As FTM apresentadas na Figura 5.3 correspondem ao sistema digital DENOPTIX. Elas foram obtidas por meio da utilização do método da Função de Resposta de Borda descrito no item 4.6, a partir de duas imagens feitas com o *phantom* de borda, uma obtida em 300 dpi e 8 bits/*pixel* (6 pl/mm, de acordo com o fabricante), e outra com a resolução máxima do sistema, 600 dpi e 8 bits/*pixel* (9 pl/mm, de acordo com o fabricante).

Figura 5.3 – FTMs correspondentes ao sistema DENOPTIX

A Figura 5.3 permite verificar que, como esperado, o aumento da resolução espacial do sistema em quantidade de pontos por polegada (dpi) corresponde uma FTM com maior banda de passagem.

Da mesma maneira que no sistema DIGORA, admitindo que até o ponto de modulação igual a 0,7 no gráfico da FTM o sistema permita reproduzir, na imagem, objetos com baixa degradação em termos de resolução espacial, a análise da FTM do sistema DENOPTIX permite concluir que, para 300 dpi, objetos com tamanhos superiores ou iguais a 0,8 mm (1,2 ciclos/mm), aproximadamente, são reproduzidos com pouca distorção nas imagens geradas pelo sistema. Já para 600 dpi, objetos maiores ou iguais a 0,5 mm (2 ciclos/mm), aproximadamente, apresentarão pouca distorção. A partir desse ponto, distorções proporcionalmente maiores (decorrentes de uma menor resolução espacial) aparecerão nas imagens de objetos cada vez menores.

5.2.2.1 – Comparação das FTMs dos sistemas DENOPTIX e DIGORA

A Figura 5.4, que apresenta as FTMs dos sistemas DENOPTIX (300 e 600 dpi) e DIGORA (resolução padrão 300 dpi), permite concluir que o sistema DIGORA analisado apresenta característica de superior ao sistema DENOPTIX em 300 dpi. A resolução espacial do sistema DENOPTIX em 600 dpi, como esperado, é superior ao do DIGORA.

Figura 5.4 – FTMs dos sistemas DIGORA e DENOPTIX

Esse resultado está em concordância com o encontrado por outros trabalhos como, por exemplo, o de Albuquerque (ALBUQUERQUE, 2001).

O fator limitante da resolução espacial é o tamanho do *pixel* de cada sistema, basicamente, determinado pela abertura focal (distância de amostragem do *laser* no processo de digitalização) do *laser* do processo de leitura da imagem a partir das placas de fósforo e pelo espalhamento do *laser* de estimulação no interior da placa.

A distância de amostragem é fator muito importante no processo de digitalização da imagem. Essa distância é definida como o intervalo espacial no qual a imagem é discretamente amostrada, estando associada ao conceito da frequência de amostragem, ou a frequência de Nyquist.

5.2.3 – FTM do sistema CygnusRay

A FTM correspondente ao sistema digital CygnusRay, apresentada na Figura 5.5, foi obtida a partir de uma imagem de borda feita por meio de sensor CCD com tamanho de *pixel* de 22 μm (1200 dpi e 16 bits/*pixel*), resolução padrão do sistema (23 pl/mm, de acordo com o fabricante).

Figura 5.5 – FTM correspondente ao sistema CygnusRay (1200 dpi)

Fazendo análise similar às anteriormente realizadas para os sistemas DIGORA e DENOPTIX, admitindo que até o ponto de modulação igual a 0,7 no gráfico da FTM o sistema permita reproduzir, na imagem, objetos com baixa degradação em termos de resolução espacial, a análise da FTM do sistema CygnusRay permite concluir que objetos com tamanho maiores ou iguais a 0,5 mm (1,9 ciclos/mm) são reproduzidos com pouca distorção nas imagens geradas pelo sistema. A partir desse ponto, distorções proporcionalmente maiores (decorrentes de uma menor resolução espacial) aparecerão nas imagens de objetos cada vez menores. Este resultado é muito parecido com o obtido para o sistema DENOPTIX em 600 dpi.

A literatura afirma que, no caso de sistemas CCD, o tamanho do pixel é determinado, praticamente, pelas dimensões dos transistores que compõem o sensor intrabucal. Assumindo como verdadeira essa afirmação e considerando que, de acordo com o fabricante, o tamanho do pixel determinado pelo sensor do CygnusRay é de 22 μm , esperava-se encontrar uma resolução espacial melhor do que a obtida, ou seja, no caso ideal esperava-se obter uma FTM com frequência de corte em torno de 45 ciclos/mm (correspondente aos 22 μm), bastante diferente, portanto, do valor, em torno de 13 ciclos/mm, encontrado na prática. Isso permite concluir que outros fatores tais como, ruído de origem eletrônica, heterogeneidade na estrutura do detector e ruído de quantização, contribuíram para a degradação do sinal capturado pelo sensor CCD analisado.

5.2.3.1 – Comparação das FTMs dos sistemas DENOPTIX, DIGORA e CygnusRay

Tendo em vista que, na clínica odontológica, os três sistemas digitais analisados poderão ser utilizados na sua resolução máxima (para o melhor desempenho de cada um), a Figura 5.6 permite comparar as FTMs dos três sistemas digitais diretos analisados, na sua resolução máxima. É possível verificar que, por esse critério de comparação, os sistemas DENOPTIX e CygnusRay são muito similares e com desempenho pouco superior ao do sistema DIGORA, lembrando que a resolução padrão deste último é 300 dpi.

Figura 5.6 – Comparação das FTMs dos sistemas DENOPTIX, DIGORA e CygnusRay

É interessante observar a similaridade das FTMs dos sistemas DENOPTIX (600 dpi) e CygnusRay (1200 dpi). Se a densidade de *pixels* fosse adotada como critério de resolução, o sistema CygnusRay deveria apresentar uma resolução duas vezes superior a do sistema DENOPTIX. Tal fato comprova a observação de COWEN *et al.* (1993) de que medidas de resolução baseadas na matriz da imagem tais como, por exemplo, o número de *pixels* por polegada (dpi), são inadequadas para a definir a qualidade da imagem. De acordo com os mesmos autores “isto ocorre porque estas definições desprezam fatores que influenciam a capacidade de resolução de *pixels* como entidades discretas, tais como a relação sinal/ruído, ou seja, a sensibilidade ao contraste”.

De fato, as imagens obtidas com o sistema CygnusRay em estudo apresentaram maior nível de ruído visualmente identificáveis do que aquelas produzidas pelos sistemas PSPL analisados.

5.2.4 – FTM do sistema digital indireto

A Figura 5.7, a seguir, apresenta as FTMs relativas a um sistema digital indireto de imagem radiográfica.

Como nos testes anteriores, na aquisição das imagens procurou-se minimizar distorções provocadas pelo efeito de magnificação do ponto focal do aparelho de raios X, colocando-se o *phantom* de borda diretamente sobre os filmes. Assim, a resolução espacial analisada corresponde, praticamente, ao sistema de revelação da imagem em filme e pelo sistema de digitalização de imagens, o *scanner* Umax Powerlook 1120, descrito no item 4.3.3.

FTMs distintas foram levantadas para permitir algumas comparações e análises.

A Figura 5.7 permite comparar as FTMs obtidas por meio da utilização dos três filmes com uma resolução de 600 dpi. A similaridade dessas FTMs permite concluir que a velocidade dos filmes (D, E e F) praticamente não influenciou na resolução espacial do sistema.

Figura 5.7 – FTMs correspondentes a um sistema digital indireto

A figura 5.8, por sua vez, permite comparar a FTM do sistema digital indireto, por meio de uma imagem de borda obtida em filme (600 dpi e 12 bits/pixel), com a FTM correspondente somente ao *scanner* Umax PowerLook II. Essa última FTM foi obtida a partir de uma imagem digital de borda gerada pela colocação de um anteparo de papel diretamente sobre o vidro do *scanner* (600 dpi e 12 bits/pixel).

Figura 5.8 – FTMs correspondentes a um sistema digital indireto e somente ao *scanner* deste sistema

A FTM devida somente ao *scanner* permite concluir que sua resolução espacial é melhor que a do sistema como um todo. A diferença entre as duas FTMs apresentadas na Figura 5.8 é devida aos comprometimentos à resolução espacial do sistema provocados pelos demais elementos que o compõem, como o processo de captura e revelação da imagem.

Mesmo sendo melhor que a do sistema, a FTM correspondente somente ao *scanner* não corresponde à FTM ideal (com modulação unitária até próximo de 24 ciclos/mm) que seria obtida se o digitalizador fosse isento de fatores que comprometem sua resolução espacial. De maneira geral, o digitalizador introduz três efeitos que podem degradar a imagem: (a) a abertura de amostragem; (b) o nível (ou distância) de amostragem; e (c) o nível de quantizações na conversão A/D. Na prática, pode-se considerar que a abertura de amostragem corresponde ao tamanho da área de amostragem do sensor do sistema de digitalização, enquanto que a distância de amostragem está associada à velocidade do deslocamento daquela área durante a varredura. O tamanho do *pixel* na imagem digitalizada final depende desses dois parâmetros. O nível de quantizações está associado à quantidade de bits utilizada na digitalização; de acordo com alguns trabalhos (GIGER *et al.*, 1984, OHARA *et al.*, 1989, FUJITA *et al.*, 1992), digitalizações em 10 bits ou mais tornam desprezível o efeito desse parâmetro na FTM total do sistema.

Ruído eletrônico de fundo - *Background Electronic Noise* – proveniente da heterogeneidade da estrutura do detector digital, entre outros, também pode contribuir para a degradação da resolução espacial do digitalizador.

Finalmente, a Figura 5.9 confirma que o desempenho representado pelas FTMs acompanha o aumento da resolução do sistema em quantidade de pontos por polegada (dpi).

Concordando com Sales *et al.* (2002), a qualidade final da imagem radiográfica digitalizada a partir de um filme depende, fundamentalmente, do processo de conversão analógico-digital utilizado.

Figura 5.9 – FTMs correspondentes ao aumento da resolução em quantidade de pontos por polegada

5.2.5 – Comparação das FTMs dos sistemas DENOPTIX, DIGORA, CygnusRay e um sistema digital indireto

A Figura 5.10 permite comparar as FTMs dos três sistemas digitais diretos analisados e do sistema digital indireto em estudo, nas suas resoluções máximas. A comparação de FTM obtidas com resoluções, em número de pontos por polegada, diferentes justifica-se em função da utilização dos sistemas nas suas resoluções máximas na clínica odontológica.

Fica evidente, para esse caso, a melhor qualidade de resolução espacial do sistema indireto estudado e a, relativa, equivalência dos sistemas digitais entre si. O fator que, certamente, contribuiu para o desempenho do sistema digital indireto analisado foi boa qualidade do *scanner* utilizado no processo de digitalização das imagens. Ele permitiu a digitalização com maior densidade de *pixels* (dpi) e com maior quantidade de níveis de cinza (12 bits/*pixel*), ao mesmo tempo em que introduziu, relativamente, pouco ruído ao sistema.

Figura 5.10 – Comparação das FTMs dos sistemas DENOPTIX, DIGORA, CygnusRay e de um Sistema Digital Indireto

Capítulo 6 – Conclusões

O presente trabalho pretendeu aplicar o método de simulação computacional para a obtenção da FTM de sistemas de aquisição de imagens radiográficas odontológicas, objetivando analisar comparativamente um sistema de radiologia digital indireta com sistemas de radiologia digital direta disponíveis comercialmente. Adicionalmente, foram levantados parâmetros de avaliação de qualidade propostos pela “Portaria nº 453”.

Esse capítulo apresenta conclusões baseadas nos resultados obtidos.

6.1 – Parâmetros de avaliação de qualidade propostos pela “Portaria nº 453”

As medidas de Tensão de Pico (kVp), Reprodutibilidade do Tempo de Exposição, Camada Semi-Redutora (CSR) e de Linearidade e Reprodutibilidade da Exposição foram realizadas com o uso dos equipamentos de testes mencionados no item 4.4, de acordo com procedimentos comumente usados na avaliação de qualidade de equipamentos radiológicos (PORTARIA, 1998). Não existiram dificuldades para a realização das medidas e obtenção dos resultados apresentados no item 5.1.

Para a determinação das dimensões do ponto focal dos equipamentos, por sua vez, foi utilizado um método computacional desenvolvido por Escarpinati e Vieira (VIEIRA, 2002a; ESCARPINATI, 2004). Nessa metodologia, obtém-se uma imagem de ponto focal utilizando-se uma câmara de fenda. A partir da imagem digitalizada da câmara de fenda, e por meio do sistema computacional, obtém-se a função de espalhamento de linha (FEL) do sistema. Da FEL, utilizando-se o método FWHM, determina-se a medida do tamanho efetivo do ponto focal.

De modo geral, a dificuldade experimental envolvida no uso da câmara de fenda está relacionada ao alinhamento com o raio central do feixe. Para a realização dos testes, essa dificuldade foi contornada, em parte, quando se utilizou o dispositivo eletrônico de alinhamento desenvolvido no LAPIMO (Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas, da Escola de Engenharia de São Carlos, USP) por Schiabel *et. al* (SCHIABEL, 1997c). Com isso, o procedimento de alinhamento da câmara

de fenda com o raio central do feixe tornou-se menos complicado, possibilitando a aquisição das imagens de fenda em um tempo razoavelmente pequeno. Nas medidas experimentais foram gastos, aproximadamente, 15 minutos para o alinhamento. Os resultados obtidos são apresentados na Tabela 5.5.

Dessa forma, a metodologia aplicada na determinação dos parâmetros de qualidade mostrou-se efetiva e os resultados obtidos permitiram concluir que os equipamentos de raios X analisados apresentavam-se, de maneira geral, em boas condições de funcionamento.

6.2 – Função de Transferência de Modulação – FTM

6.2.1 – Considerações sobre o ponto focal

Como o interesse desse estudo é a comparação dos sistemas digitais de registro (captura) das imagens, procurou-se minimizar o efeito do ponto focal do aparelho de raios X sobre a resolução espacial dos sistemas analisados. Para isso, objetivando eliminar distorções nas imagens devidas ao efeito de magnificação provocado pelo fato de o ponto focal do aparelho de raios X não ser puntiforme, o *phantom* de borda utilizado foi posicionado diretamente sobre os receptores de radiação e a distância desses receptores ao ponto focal do aparelho de raios X foi consideravelmente grande (30 cm). Dessa maneira, a distância entre os receptores de radiação e o *phantom* pode ser considerada desprezível em relação à distância do conjunto (*phantom* e receptor) ao ponto focal.

Dessa forma, nas análises a seguir, o efeito do ponto focal do aparelho de raios X sobre a resolução espacial dos sistemas estudados pode ser desprezado e as FTMs obtidas correspondem apenas aos sistemas digitais de captura das imagens.

6.2.2 – Análise das FTMs

A análise das FTMs do sistema DIGORA, apresentadas na Figura 5.2, permite observar a influência do transdutor (placa de fósforo) na degradação da resolução espacial do sistema e concluir que essa resolução é determinada, em grande parte, pelo processo de leitura/digitalização da imagem a partir da placa de fósforo.

A partir da frequência de canto da FTM do sistema DIGORA, conclui-se que objetos maiores ou iguais a 0,7 mm (1,4 ciclos/mm), aproximadamente, são reproduzidos com pouca distorção, em termos de resolução espacial, nas imagens geradas pelo sistema.

Esse resultado é melhor do que o encontrado para o sistema DENOPTIX, Figura 5.3, quando ajustado para resolução de 300 dpi (a mesma do DIGORA). Neste caso, o sistema DENOPTIX permite a visualização, praticamente sem distorções em termos de resolução espacial, de objetos com dimensão igual ou superior a 1,2 mm. Quando ajustado para 600 dpi, sua resolução máxima, o sistema DENOPTIX permite a visualização de objetos de tamanho igual ou superior a 0,6 mm, aproximadamente. Esses resultados sugerem um desempenho similar, em termos de resolução espacial, dos sistemas DIGORA e DENOPTIX, em suas resoluções máximas.

A análise da FTM do sistema CygnusRay estudado, Figura 5.5, possibilita concluir que ele permite visualizar objetos de tamanho igual ou superior a 0,5 mm., aproximadamente. Tal resultado é bastante similar aos encontrados para os sistemas DIGORA e DENOPTIX analisados, apesar de sua resolução ser 1200 dpi, de acordo com o fabricante. Pode-se concluir, dessa forma, que fatores como, ruído de origem eletrônica, heterogeneidade na estrutura do detector e/ou ruído de quantização, contribuíram para a degradação do sinal capturado pelo sensor CCD do sistema CygnusRay analisado.

No sistema digital indireto estudado, por sua vez, a comparação das FTMs apresentadas na Figura 5.8 permite verificar que o *scanner* possui melhor característica de resolução espacial do que a do sistema como um todo, composto pelo processo de aquisição da imagem em filme e suas posteriores etapas de revelação e digitalização. Isso ocorre devido aos comprometimentos à resolução espacial do sistema, provocados por estes processos de captura, revelação e digitalização da imagem.

Mesmo sendo melhor que a sistêmica, a FTM correspondente somente ao *scanner* não corresponde à FTM ideal (com modulação unitária até próximo da frequência de corte), que seria obtida se o digitalizador fosse isento de fatores que comprometem sua resolução espacial, tais como, a abertura de amostragem, o nível (ou distância) de amostragem e o nível de quantizações na conversão A/D.

Finalmente, considerando que, na clínica odontológica, os sistemas deverão ser utilizados nas suas resoluções máximas, foram comparadas as FTMs dos três sistemas digitais diretos analisados (DIGORA, DENOPTIX e CygnusRay) e do sistema digital

indireto em estudo, nas suas resoluções máximas (em número de pontos por polegada - dpi). A Figura 5.10 permite realizar essa comparação e evidencia, para esse caso, a melhor qualidade de resolução espacial do sistema indireto estudado e a, relativa, equivalência dos sistemas digitais entre si. O fator que, certamente, contribuiu para o desempenho do sistema digital indireto analisado foi boa qualidade do *scanner* (Umax PowerLook 1120) utilizado no processo de digitalização das imagens, que permitiu a digitalização com maior densidade de *pixels* e com maior quantidade de níveis de cinza (12 bits/*pixel*), ao mesmo tempo em que introduziu, relativamente, pouco ruído no sistema.

Assim conclui-se que a qualidade final da imagem radiográfica digitalizada a partir de um filme depende, fundamentalmente, do processo de conversão analógico-digital utilizado.

6.3 – Escolha do melhor sistema ou método para a obtenção de imagens digitais

O uso de imagens digitais na clínica odontológica tende a ser cada vez mais intensivo. Além da facilidade de armazenamento e transmissão dessas imagens, a possibilidade de manipulação das imagens digitais (tais como ajustes de brilho e contraste, efeitos de “*zoom*”, mensurações lineares e angulares, negativo, pseudocores, rotação da imagem, aplicação de filtros, equalização da imagem, entre outros) oferecida pelos programas computacionais disponíveis comercialmente pode contribuir para o diagnóstico, no momento da análise da imagem no computador. Contudo, deve-se considerar a possível manipulação indevida de imagens digitais, assim, é necessário manter sempre intacta a imagem original, armazenada em mídia, e a utilização de técnicas que garantam a integridade e a originalidade da mesma.

A escolha do sistema ou método para obtenção de imagens digitais na clínica odontológica será feita pelos profissionais, com base em critérios de custo *versus* benefício; do ponto de vista da exposição dos pacientes aos raios X, do custo financeiro e outros, porém, sempre levando em conta a qualidade do diagnóstico.

Alguns comentários sobre fatores que podem influenciar essa decisão são feitos a seguir.

6.3.1 – Considerações sobre dose de radiação

O filme é um detector de radiação relativamente ineficiente, que requer uma exposição relativamente alta de radiação, embora o uso de algumas técnicas e de filmes de alta velocidade permita a redução dessa exposição. Assim, uma das principais características favoráveis aos sistemas diretos digitais de imagem radiológica é a redução da exposição necessária. Por exemplo, BRETTLE *et al.* (1996) estimaram a possível redução da dose de sistemas baseados em PSPL em relação a filmes radiográficos da ordem de 90%, outros estudos apontam para reduções não tão grandes, porém, significativas.

6.3.2 – Considerações sobre desempenho entre PSPL, CCD e filmes

Muitos estudos têm avaliado a utilidade da tecnologia PSPL para diagnóstico, tais como (SVANAES, 1996; CEDERBERG, 1998; HUDA *et al.*, 1997). Eles reportam que as imagens obtidas por esta metodologia têm utilidade comparável a das imagens feitas em filmes. Svanaes *et al.* (SVANAES, 1996) relatam que não há diferenças na detecção de cárie proximal usando PSPL e filmes do tipo “*ektaspeed*”. De acordo com Cederberg *et al.* (CEDERBERG, 1998), imagens obtidas com a tecnologia PSPL tiveram melhor desempenho do que as imagens convencionais em filme “*ektaspeed*” para a determinação de medidas endodônticas. As imagens PSPL aparentam ter limite de resolução da ordem de 6 lp/mm (pares de linhas por milímetro), resolução é significativamente menor que aquela alcançada por um filme convencional (20 lp/mm), porém, não muito diferente daquela percebida pelo olho humano (8 a 10 lp/mm).

Alguns sistemas baseados em CCD, por sua vez, de acordo com outros autores (HILDEBOLT *et al.*, 2000; ALBUQUERQUE, 2001), possuem maior capacidade de fornecer contraste na imagem e menor latitude, mostrando-se adequados para o uso clínico.

6.3.3 – Considerações sobre custo financeiro

O resultado da comparação das resoluções espaciais entres os três sistemas diretos analisados (DIGORA, DENOPTIX e CygnusRay) e o digital indireto usando o *scanner* Umax PowerLook 1120 foi amplamente favorável a este último. Considerando que

o preço de um *scanner* de boa qualidade é bastante inferior ao de um sistema digital direto, parece que o método indireto, por essa análise, é o mais recomendado.

Nesse caso, deve-se levar em conta que na clínica odontológica já existem o aparelho de raios X e a reveladora, porém, os filmes ainda continuariam sendo utilizados.

Os parâmetros mais importantes a serem verificados no *scanner* referem-se a sua resolução espacial (número de *pixels* por polegadas – DPI) e de contraste (quantidade de níveis de quantização e ruído intrínseco dos sensores), bem como a sua curva característica de tonalidade, que dá a relação entre a intensidade de cor da imagem adquirida e a original (SALES *et al.*, 2002).

Conforme estes mesmos autores (SALES *et al.*, 2002), no método indireto as radiografias devem ser digitalizadas usando-se *scanner* com, pelo menos, resolução acima de 200 dpi (600 dpi, recomendável), bem como as imagens devem ser digitalizadas com, pelo menos, 256 tonalidades de cinza (8 bits para o processo de quantização). O uso dessas resoluções produziria imagens de tamanhos adequados para exibição em monitor de vídeo, e seriam compatíveis com as imagens produzidas pelos sistemas de captação direta existentes no mercado.

6.4 – Considerações finais

O sistema de simulação computacional desenvolvido por Escarpinati e Vieira (VIEIRA, 2002a; ESCARPINATI, 2004) para a obtenção da FTM foi validado por meio da sua utilização na análise comparativa de características de resolução espacial de sistemas comerciais de radiologia digital odontológica; análise que se mostrou consistente com estudos anteriormente realizados.

Os resultados demonstram a validade do uso da FTM na comparação do desempenho da resolução espacial de sistemas de imagem radiológica, porém, a comparação de diferentes sistemas de imagem radiográfica pode ser estendida a fatores que influenciam a resolução de contraste desses sistemas, tais como os ruídos oriundos de diversas fontes.

6.5 – Sugestões para trabalhos futuros

- Ampliação dos testes para outros sistemas baseados em matrizes CCD, objetivando uma melhor avaliação comparativa desta tecnologia com os sistemas baseados na tecnologia PSPL.
- Adicionar à comparação, sistemas digitais diretos com sensores CMOS-APS (*Complementary Metal Oxide Semiconductor - Active Pixel Sensor*), considerado pela literatura (PARKS *et al.*, 2002) como o mais recente desenvolvimento na tecnologia de sensores para radiografia digital direta.
- Implementar no sistema computacional utilizado na determinação das FTMs, a avaliação da resolução de contraste, de modo a verificar, para cada sistema analisado, o parâmetro DQE(v) - detecção efetiva de quanta - que, apontado como o melhor parâmetro físico de qualidade independente do objeto em estudo, considera a curva sensitométrica, as propriedades de resolução espacial e as propriedades de ruído do sistema.

Referências Bibliográficas

1. ALBUQUERQUE, J. A. G., “Avaliação automática de parâmetros físicos de qualidade de imagem em sistemas de radiologia digital odontológica”, Dissertação de Mestrado, Faculdade de Engenharia Elétrica, Departamento de Engenharia Biomédica, UNICAMP, 250 p., Campinas, 2001.
2. ATTAELMANAN, A; BORG, E.; GRÖNDAL, H., “Image plate system differ in physical performance”, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, Vol. 88, pp. 118-142, 2000.
3. Colégio Americano de Radiologia, recomendação ACR_94, 1994.
4. BARRET, H. H.; SWINDELL, W., *Radiological imaging: the theory of image formation, detection and processing*, Vol. 1 e 2, Academic Press, London, UK, 1981.
5. BRACEWELL, R.; *The Fourier Transform and Its Applications*. New York, USA, McGraw-Hill Inc.; 1965.
6. BRETTLE, D. S.; WORKMAN, A.; ELLWOOD, R.; LAUNDERS, J. H.; HORNER, K.; DAVIES, R. M., “The imaging performance of a storage phosphor system for dental radiography”, *The British Journal of Radiology*, Vol. 69, pp. 256-261, 1996.
7. BURGESS, A.E.; Focal Spots: I MTF Separability. *Investigative Radiology*, v.12, n.1, p.36-43; 1977.
8. CEDEBERG, R.A., *Influence of the digital image display on observer performance*. *Dentomaxillofac Radiol*, v.28, p.203-207, 1999.

9. DOI, K., "Optical transfer functions of the focal spot of x-ray tubes". *American Journal of Roentgenology Radium Therapy and Nuclear Medicine*, v. 94, n. 3 p. 712-718; 1965.

10. DOI, K ; ROSSMANN, K. *Evaluation of focal spot distribution by RMS value and its effect on blood vessel imaging in angiography*. In: SPIE Application of Optical Instrumentation in Medicine. Proceedings, v.47, p.207-213; (1974).

11. DOI, K.; ROSSMANN, K.; *Measurements of optical and noise properties of screen-film systems in radiography*. In: SPIE MEDICAL X-RAY PHOTO-OPTICAL SYSTEMs EVALUATION. Proceedings, v.56, p.45-53. 1975.

12. DOI, K ; ROSSMANN, K. *New device for accurate measurement of the x-ray intensity distribution of x-ray tube focal spots*. *Medical Physics*, v.2, n.5, p.268-273; 1975.

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

14. DOI, K., HOLJE, G., LOO, L.N., CHAN, H.P., SANDRIK, J.M., JENNINGS, R.J., WAGNER, R.F., *MTF's and Wiener spectra of radiographic screen-film systems. Part I: interlaboratory comparison of measurements*, HHS Publication FDA 82-8187, U.S. Department of Health and Human Services, 1982.

15. ELBERN, A, "*Princípios de formação da imagem radiográfica*", DENUK – UFRGS, <<http://www.prorad.com.br/pro>>, acesso em 20 novembro 2004.

16. ESCARPINATI, M.C., VIEIRA, M.A.C., SCHIABEL, H., "*Computer Technique for Digital Radiographic Images Correction Based on the Digitizer Characteristic Curve*", In:

19th Symposium for Computer Applications in Radiology (SCAR), Cleveland (USA), Mai. 02-05, 2002.

17. ESCARPINATI, M. C., “*Esquema computacional para controle de qualidade em equipamentos de radiodagnóstico*”, Relatório de Doutorado para FAPESP, Março de 2004.

18. EVERSON, J.D.; GRAY, J.E. (1987). “*Focal-spot measurement: comparison of slit, pinhole and star resolution pattern techniques*”. Radiology, v.165, p.261-264.

19. FREDERIKSEN NL. “*Specialized radiographic techniques*”, Pharoah MJ, White SC, editores. Oral Radiology Principles and Interpretation. Quarta Edição. St. Louis, Mosby, p. 223-4, 2000.

20. FREITAS. A.; ROSA. J.E.; SOUZA, I.F. “*Radiologia Odontológica*”. 4.ed., São Paulo: Artes Médicas, 704p, 1998.

21. H. FUJITA, D. -Y. TSAI, T. ITOH, K. DOI, J. MORISHITA, K. UEDA, A. OHTSUKA, “*A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography*”, IEEE Trans. Med. Imaging 11, 34-39, 1992.

22. GIGER, M. L., DOI , K., “*Investigation of basic imaging properties in digital radiography. I. Modulation transfer Function*”, Medical Physics 11, pp.287-295, 1984.

23. HART G. C.; SMITH A.H., “*Quality and standards in nuclear medicine*”, Institute of Physical Sciences in Medicine, USA, 1992.

24. HAYKIN, S., “*An introduction to analog and digital communications*”, John Wiley & Sons, New York, NY, 1989.

25. HAUS, A.G.; DOI, K.; CHILES, J.T.; ROSSMANN, K. MINTZER, R.A.; “*The effect of geometric and recording system unsharpness in mammography*”. Investigative Radiology, v.10, p.43-52; 1975.

26. HAUS, A.G.; Rossman, K.; Vyborny, C.; Hoffer P.B.; Doi, K. (1977). “*Sensitometry in diagnostic radiology, radiation therapy, and nuclear medicine*”. Journal of Applied Photographic Engineering, v.3, n.3, p.114-124.

27. HILDEBOLT, C. F.; COUTURE, R. A.; WHITING, B. R., “*Dental photostimulable phosphor radiography*”, Dental Clinics of North America, Vol. 44, pp. 273-297, 2000.

28. HUDA, W.; RILL, L. N.; BENN, D. K.; PETTIGREW, J. C., “*Comparison of a photostimulable phosphor system with film for dental radiology*”, Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology, Vol. 84, pp. 725-731, 1997.

29. P. F. Judy, “*The line spread function and modulation transfer function of a computed tomographic scanner*”, Medical Physics 3, 233-236, 1976.

30. KAEPLER, G.; “*A clinical evaluation of some factors affecting image quality in panoramic radiography*”. Dentomaxillofac Radiol, v.29, p.81-84, 2000.

31. KENGYLICS, S. M.; COWEN, A. R.; DAVIES, A. G., “*Image quality evaluation of a direct digital radiography detector operating in a UK radiology department*”, SPIE, Vol. 3659, pp. 24-35, 1999.

32. KRATZAT, M.; “*Evaluating the importance of focal spot sizes in mammography*”. Medicamundi, v.33, p.74-80; 1988.

33. EASTMAN KODAK COMPANY, Manual "*Fundamentos de Radiografia*", 1980.

34. KASHIMA, I., "*Computed radiography with photostimulable phosphor in oral e maxillofacial radiology*", Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology, Vol. 80, pp. 577-598, 1995.

35. KUNTKE, A.H.G.; "*On the determination of Roentgen Tube Focal Spot Sizes by Pin-Hole Camera Roentgenography*". Acta Radiology, v.47, p.55-64; 1957.

36. LAW, J.; "*Measurement of focal spot size in mammography X-ray tubes*". The British Journal of Radiology, v.66, p.44-50; 1993.

37. LUBBERTS, G.; ROSSMANN, K.; "*Modulation transfer function associated with geometrical unsharpness in medical radiography*". Physics in Medicine & Biology, v.12, n.1, p.65-77; 1967.

38. METZ, C.E., DOI, K. "*Transfer function analysis of radiographic imaging systems*", *Physics in Medicine & Biology*, v.24, n.6, p.1079-1106, 1979.

39. MILES, DA. "*Imaging using solid-state detectors*". In: Miles DA, Van Dis ML, editors. *Advances in Dental Imaging*. Dent Clin North Am. . Review Oct;37 (4):531-40 1993.

40. MORGAN, R.H.. "*The frequency response function – valuable means of expressing the informational recording capability of diagnostic x-ray systems*". American Journal of Roentgenology Radium Therapy and Nuclear Medicine, v.88, n.1, p.175-186; 1962;

41. MOUYEN M, BENZ C, SONNABEND E, et. al. “*Presentations and physical evaluation of RadioVisioGraphy*”. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. g;68(2):238-42, 1989.

42. OHARA, K.; DOI, K.; METZ, C.E.; GIGER, M.L.; “*Investigation of basic imaging properties in digital radiography. Effect of simple structured noise on the detectability of simulated stenotic lesions*”. Medical Physics, v.16, n.1, p.14-21; 1989.

43. PARKS, EDWIN T.; WILLIAMSON, GAIL F., “*Digital Radiography: An Overview*”, The Journal of Contemporary Dental Practice, Vol. 3, No. 4, pp. 023-039, November 15, 2002.

44. PONTUAL, M. L. A., SILVEIRA, M. M. F.; “*Avaliação subjetiva da imagem radiográfica quanto aos tipos de filmes periapicais e tempo de revelação*”; <http://www.cro-pe.org.br/janabr2003/jan5.htm>; acesso em 10 de janeiro de 2005.

45. Vigilância sanitária do Ministério da Saúde; Portaria nº 453, 1998.

46. Radiology_Centennial, *Radiological Computing and Imaging Science*, Department of Radiology, Penn State University College, “Radiology Centennial Inc.”, 1993, Disponível em: <<http://www.xray.hmc.psu.edu/rci/>>, Acesso em: 10 de agosto de 2004;

47. RAO, G.U.V.; BATES, L.M. “*Modulation transfer functions of x-ray focal spots.*” Physics in Medicine & Biology, v.14, n.1, p.93-106, 1969.

48. RAO, G.U.V.; “*New method to determine focal spot size of x-ray tubes*”. American Journal of Roentgenology Radium Therapy and Nuclear Medicine, v.111, n.3, p.628-632; 1971.

49. ROSSMANN, K.; LUBBERTS, G.; CLEARE, H.M. (1964). "*Measurement of the line spread function of radiographic systems containing fluorescent screens*". Journal of the Optical Society of America, v.54, n.2, p.187-190.
50. ROSSMANN, K., "*The spatial frequency spectrum: a means to studying the quality of radiographic imaging systems*", Radiology, Vol. 90, pp. 1-13, 1968.
51. ROSSMANN, K., "*Point spread function, line spread function and modulation transfer function: tools for the study of imaging systems*", Radiology, Vol. 93, pp.257-272, 1969.
52. SALES, M. A. O.; COSTA, L. J.; NETO, J. B. S. N.; "*Controvérsias em Radiologia Digital*", Revista Brasileira de Patologia Oral, 22 de outubro de 2002;
53. E. SAMEI, M. J. FLYNN, "*A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device*", Medical Physics 25, pp.102-113, 1998.
54. SCHIABEL, H; "*Controle de qualidade em sistemas mamográficos: aferição kVp, corrente de tubo e tempo de exposição utilizando detector de cintilação*". Rbe, v.7 , n.1, p.19-26, 1990.
55. SCHIABEL, H., "*Proposta de simulação para avaliação de sistemas de imagem radiológica pelo método das funções de transferência.*", IFQSC-F - Instituto de Física e Química de São Carlos, Tese (Doutorado), USP, 206p. São Carlos 1992.
56. SCHIABEL, H; FRERE, A F; "*Radiographic systems evaluation: obtaining the MTF by simulation*"; p.766-73. San Jose: Spie, 1993.

57. SCHIABEL, H, “*Nova abordagem da avaliação de qualidade de sistemas radiológicos em função da característica de campo*”. Parte i e ii.; Radiologia Brasileira, São Paulo, v.27, n.1 , p.25-30, 1994, São Paulo 1994.
58. SCHIABEL, H.; FRÈRE, A.F.; AZEVEDO MARQUES, P.M. “*The modulation transfer function – A simplified procedure for computer-aided quality evaluation in mammography*”. IEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, v.16, n.4, p.93-101; 1997.
59. SCHIABEL, H.; “*Um índice relativo de qualidade na avaliação de sistemas radiográficos pelo método das funções de transferência de modulação*”. São Carlos. Tese (Livre Docência) – Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, 1997.
60. SCHIABEL, H.; SANTOS, L.H.E.; OLIVEIRA, H.J.Q.; AZEVEDO MARQUES, P.M.; FRÈRE, A.F.; “*Alignment device for determining the center of X-ray beam in radiographic systems quality assurance*”. in: WORLD Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering (NICE97). Proceedings. Nice, France. Sep. 14-19. 1997.
61. SCHIABEL, H.; “*Controle de qualidade em radiodiagnóstico: revisão e aplicação do método das funções de transferência*”. Radiologia Brasileira, v.32, p.1-10; 1999.
62. SCHIABEL, H. “*Modulation Transfer Functions for Quality Assurance of Mammographic Systems – A quality relative index for expressing radiographic system quality*” IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine 19, pp.96-110, 2000.
63. SVANAES, D. B.; MOYSTAD, A.; RISNES, S., LARHEIM, T. A.; GRONDAHL, H. G., “*Intraoral storage phosphor radiography for a proximal caries detection and effect of image magnification: comparasion with conventional radiography*”, Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology, Vol. 82, pp. 94-100, 1996.

64. THOMPSON, Michael A. *et al.* “*Principles of Imaging Science and Protection. Filadélfia:*” W. B. Saunders, 1994.
65. TOVO, M. F.; VONO, B. G.; TAVANO, O.º; PAVARINI, A.. , “*Estudo comparativo do método radiográfico utilizando filmes de diferentes sensibilidades e o sistema digital Digora, no diagnóstico de lesões de cárie em superfície proximal de molares decíduos*”, *Rev. FOB*, V.7, n. 1/2, p.23-30, jan./jun. 1999.
66. VAN DER STELT, PF. “*Research utilizing dental electronic record*”. Simpósio IADR, AADR e ADEA. San Diego, CA. 6 de Março, 2002.
67. VIEIRA, M. A. C., “*Avaliação de qualidade em radiodiagnóstico: simulação computacional para investigação da camada semi-redutora*”, Dissertação de Mestrado, 151 p., EESC - Escola de Engenharia de São Carlos, USP, São Carlos, 1999.
68. VIEIRA, M. A. C., “*Metodologia baseada nas Funções de Transferência para pré-processamento de imagens mamográficas digitais e sua aplicação em esquema computacional de auxílio ao diagnóstico*”, Tese de Doutorado, 204 p., EESC - Escola de Engenharia de São Carlos, USP, São Carlos, 2005.
69. VIEIRA, M.A.C., ESCARPINATI, M.C., SCHIABEL, H., “*Método Computacional para Cálculo de Função de Transferência Óptica de Aparelhos Mamográficos a partir da imagem de Fenda Digitalizada*”, XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, São José dos Campos, SP, set. 09-12, 2002.
70. WEBB, S., “*The physics of medical imaging*”, Institute of Physics Publishing, Bristol, UK, 1995.
71. WATANABE, P.C.A., “*Estado atual da arte da imagem digital em Odontologia*”. *Rev Assoc Paul Cirur Dent*, v. 53, n.4, p.320-325, jul/ago 1999.

72. WOLBARST, A.B.; “*Physics of Radiology*”. Norwalk, USA, Appleton & Lange; 1993.
73. YACOVENCO, ALEJANDRO A., “Análise dos problemas mais freqüentes da radiografia na prática odontológica”, *Revista da ABRO*, Vol. 2, N° 1, pp. 29-39, jan./jun. 2001.