

**MARISLEY HIRINÉA DE ALMEIDA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM SOFTWARE  
PARA AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO DO  
SISTEMA ÓPTICO EM EQUIPAMENTO  
PARA RETINOGRAFIA DIGITAL**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Escola de  
Engenharia de São Carlos, da Universidade de São Paulo

Curso de Engenharia Elétrica com ênfase em Eletrônica.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Jarbas de Castro Caiado Neto

São Carlos  
2007

## Agradecimentos

A empresa OPTO ELETRÔNICA S.A. que propiciou o desenvolvimento deste trabalho.

Ao meu grande amigo e colega de trabalho Mariano Moreno que muito me incentivou sempre confiando no meu potencial, nesta etapa final sua ajuda e motivação me foram indispensáveis para o término deste.

Ao Prof Dr Jarbas pela orientação.

Ao Mário Stefani pelo conhecimento compartilhado.

Aos companheiros de equipe Daniel Santos e Rodrigo Modugno pelas orientações no desenvolvimento do projeto.

A todos os colegas de trabalho do P&D da Opto que tornaram o período de desenvolvimento deste projeto uma fase divertida, com grande troca de experiência e crescimento profissional.

Aos prestativos funcionários do Departamento de Engenharia Elétrica. E a todos aqueles que de forma direta ou indireta estiveram envolvidos no desenvolvimento deste trabalho. Muito Obrigada!

## Resumo

Este projeto foi desenvolvido junto à empresa OPTO ELETRÔNICA S.A. e consiste no desenvolvimento de um software para avaliar a qualidade de formação de imagens da retina dos Retinógrafos digitais da família OPTO ADS. A avaliação da qualidade das imagens formadas foi feita com base na teoria de Funções de Transferências Ópticas (OTF) através do cálculo da Função de Transferência de Modulação (MTF). Apresentam-se nesta monografia revisões breves sobre a utilização da retinografia e angiografia no diagnóstico de doenças e o processo de formação de imagem do equipamento e uma revisão detalhada dos princípios teóricos envolvidos e dos métodos de medida utilizados. Em seguida são apresentados os resultados obtidos e discussões sobre a utilização desta ferramenta para este tipo de análise.

Palavras-chave: retinografia, angiografia, MTF, OTF, qualidade de imagens, contraste.

## **Abstract**

This work was developed at the company OPTO ELETRONICA S.A. and consists in the development of a software to retinal images evaluation applied to digital retinographs from the ADS OPTO family. The image quality evaluation is done based on the Optical Transference Function (OTF) theory through the determination and posterior evaluation of the Modulation Transfer Function (MTF). This monography presents a brief bibliographic revision about the retinography and angiography uses in retinal diseases diagnosis, about the equipament images formation process and a detailed revision about the theoretical background to the MTF determination and measurement. Finally, the results obtained by this analysis tools are showed and discussed.

*Keywords:* retinography, angiography, MTF, OTF, images quality, contrast.

## Lista de Figuras

Figura 3-1: Envolvimento dual: retinal e coroidal – Comparação entre angiografia fluorescente (FA) e angiografia de indocianina verde (IGCA).....	3
Figura 3-2 : Fotografia colorida e angiografia fluoresceínica de um paciente diabético com edema macular cistóide.....	4
Figura 3-3 : Foto colorida mostrando a oclusão da ramificação macular direita da veia retinal (esquerda); mesma imagem no modo do exame “red free”. ....	4
Figura 3-4 : Registro de exame específico da mácula sobre uma imagem de retinografia (imagem de fundo). ....	5
Figura 3-5 : Angiogramas : (a) estágio inicial; (b) estágio intermediário; (c) estágio final [HOLZ et al., 2003]. ....	6
Figura 3-6 : ICG e red free: o epitélio retinal pode obstruir a visualização da vascularização coroidal; com a adição de um contraste mais intenso parte da vascularização torna-se visível na fotografia de ICG.....	7
Figura 3-7 : Retinografia Colorida realizada com o equipamento OPTO ADS .....	8
Figura 3-8 : Retinografia Verde realizada com o equipamento estudado.....	8
Figura 3-9: Angiografia Fluoresceínica realizada com o equipamento estudado.....	9
Figura 3-10 : Angiografia Indocianínica realizada com o equipamento estudado .....	9
Figura 3-11 : Retinógrafo Digital OPTO ADS .....	10
Figura 3-12 : Funcionamento do equipamento estudado .....	11
Figura 3-13 : Diagrama de Blocos do Sistema óptico estudado [CARVALHO ,2006] .....	12
Figura 3-14 : Sistema Óptico estudado [CARVALHO, 2006] .....	13
Figura 3-15 : Padrão de barras com diferentes espaçamentos (USAF 1951). ....	15
Figura 3-16 : Imageamento de um padrão de barras: (a) padrão típico e função brilho, dada por uma onda retangular; (b) Função de espalhamento e imagem formada; (c) Uso de padrões mais finos e conseqüente queda no contraste [SMITH, 2000]. ....	16
Figura 3-17 : Mesmo padrão com níveis diferentes de contraste .....	16
Figura 3-18 : (a) Modulação contra frequência; (b) Duas curvas com mesmo limite de resolução e desempenho diferentes; (c) Sistemas com características diferentes [SMITH, 2000]. ....	17
Figura 3-19- MTF para diversos subsistemas.[Boreman,2001].....	19
Figura 3-20 : MTF para um objeto com distribuição de intensidade de luz senoidal.....	21
Figura 3-21 : Padrões de barras e de onda senoidal .....	22
Figura 3-22 : Point Spread Function.....	23
Figura 3-23 : Line Spread Function .....	24
Figura 3-24 : Obtenção da LSF pela convolução bidimensional da PSF com função delta. ....	24
Figura 3-25 : Edge Spread Function .....	25
Figura 4-1 : a) Objeto usado no teste, b) Imagem obtida.....	28
Figura 4-2 : Diagrama Ilustrativo da Estrutura do Software.....	29
Figura 4-3 : Procedimento de aquisição da imagem de teste.....	31
Figura 5-1 : Resultado de MTF do MTF ADS com pontos dos valores obtidos pelo Optomatic .....	33
Figura 5-2 : Curvas de MTF para diferentes algoritmos.....	33
Figura 5-3 : Curvas de LSF. (a) Sem filtragem.(b) Após aplicação do Passo 7 com filtragem.....	34
Figura 5-4 : MTF correspondente das curvas LSF1 e LSF2.....	35
Figura 5-5 : MTF de um equipamento bom.....	36
Figura 5-6: Variação das curvas de MTF conforme posição da formação da imagem .....	36
Figura 5-7 : MTF de um equipamento com desempenho ruim.....	37
Figura 5-8 : Retinografia Colorida obtida com um equipamento com bom desempenho(1). ....	38

Figura 5-9 : Retinografia Colorida obtida com um equipamento com bom desempenho (2). .....	39
Figura 5-10 : Retinografia Colorida obtida com um equipamento com desempenho insatisfatório.(1)..	40
Figura 5-11 : Retinografia Colorida obtida com um equipamento com desempenho insatisfatório.(2)..	41

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>OBJETIVOS.....</b>	<b>2</b>
<b>3</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....</b>	<b>3</b>
3.1	A RETINOGRAFIA .....	3
3.2	O RETINÓGRAFO .....	9
3.2.1	<i>O Sistema Óptico do Equipamento.....</i>	<i>10</i>
3.3	FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO .....	14
3.3.1	<i>Definição .....</i>	<i>14</i>
3.3.2	<i>Aplicação .....</i>	<i>14</i>
3.3.3	<i>Contraste de uma imagem .....</i>	<i>14</i>
3.3.4	<i>Equacionamento da MTF.....</i>	<i>17</i>
3.3.5	<i>Métodos de Medidas de MTF .....</i>	<i>22</i>
3.3.5.1	Função de Espalhamento de ponto .....	22
3.3.5.2	Função de Espalhamento de Linha.....	23
3.3.5.3	Função de Espalhamento de Borda.....	25
<b>4</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>27</b>
4.1	O SOFTWARE .....	27
4.1.1	<i>Ferramentas utilizadas.....</i>	<i>27</i>
4.1.2	<i>Estrutura do Software desenvolvido .....</i>	<i>27</i>
4.2	PROCEDIMENTOS DE TESTES .....	30
4.2.1	<i>Teste de Validação do Software.....</i>	<i>30</i>
4.2.2	<i>Teste de obtenção da imagem .....</i>	<i>30</i>
<b>5</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES.....</b>	<b>32</b>
5.1	VALIDAÇÃO DO SOFTWARE.....	32
5.2	OBTENÇÃO DO MTF .....	33
5.3	TESTES REALIZADOS COM OS EQUIPAMENTOS .....	35
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO E SUGESTÕES.....</b>	<b>42</b>
<b>7</b>	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>43</b>

# 1 Introdução

Atualmente o uso de sistemas de retinografia e angiografia para diagnóstico de doenças está amplamente difundido entre oftalmologistas do mundo todo. Os exames de retinografia e angiografia consistem na observação da retina, o primeiro se limita à observação de imagens da retina e o segundo à observação das veias da retina após a injeção intravenosa de uma substância fluorescente. Estes exames são usados para diagnóstico de doenças como diabetes, toxoplasmose, glaucoma, degeneração macular e outras.

Com a grande utilização de imagens médicas no diagnóstico de doenças nas mais diversas áreas da saúde é indiscutivelmente necessário desenvolver métodos que avaliem a qualidade destes equipamentos e das imagens por eles formadas, pois uma imagem não confiável pode gerar erros de interpretação e interferir no diagnóstico de doenças prejudicando o paciente.

Diversos métodos têm sido utilizados e estudados para a avaliação da qualidade de imagens médicas. Um dos mais utilizados por profissionais da área consiste na obtenção e análise da Função de Transferência de Modulação (MTF). Esta ferramenta foi escolhida para a análise de desempenho dos sistemas ópticos dos equipamentos de retinografia digital da família OPTO ADS e nesta monografia relata-se o trabalho desenvolvido.

O capítulo “Revisão Bibliográfica” apresenta um breve panorama do atual uso dos exames de retinografia e angiografia no estudo de doenças. O funcionamento do equipamento estudado bem como de seu processo de formação de imagens é mostrado de uma forma sucinta apenas para dar uma idéia geral ao leitor de como é o equipamento e das tecnologias envolvidas no mesmo. Uma revisão detalhada da teoria de OTF e métodos de cálculo de MTF é apresentada de forma didática e bem ilustrativa para clara compreensão, pois se trata da principal base teórica do projeto desenvolvido.

No capítulo “Materiais e Métodos” são apresentados as ferramentas de hardware e software utilizadas e os métodos escolhidos para o desenvolvimento deste.

Em “Resultados e D” apresentam-se os resultados obtidos durante o desenvolvimento do software e dificuldades encontradas que acarretaram em mudanças das metodologias inicialmente escolhidas. Exemplos de curvas de MTF obtidas com equipamentos reais são mostradas afim de se comparar sistemas com bom desempenho e desempenho insatisfatório.

Finalizando em “Conclusão e Sugestões” discute-se sobre a importância deste tipo de projeto, tanto no aspecto acadêmico de formação teórica da aluna, como no âmbito profissional desenvolvendo habilidades para pesquisa e resolução de problemas.

## **2 Objetivos**

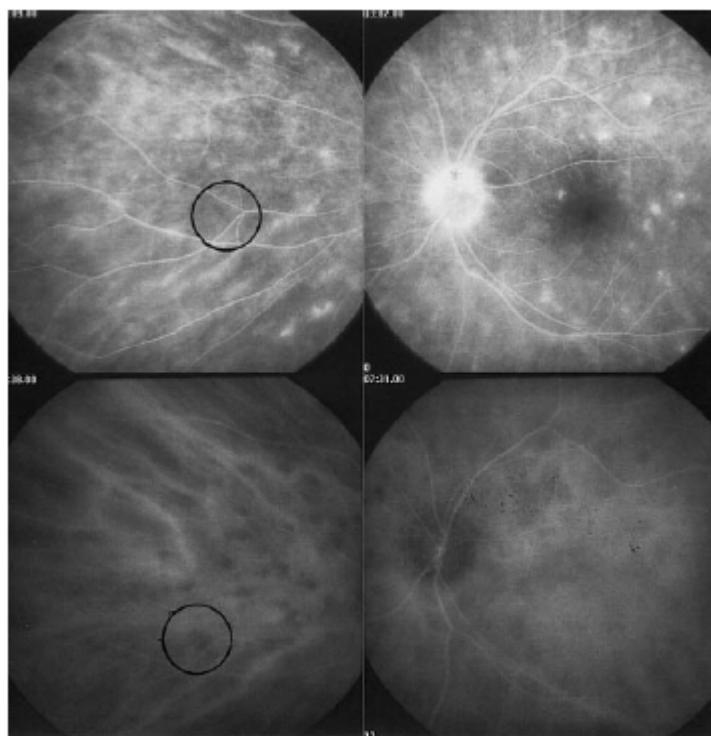
O objetivo deste projeto é desenvolver um software para auxiliar no controle de qualidade dos equipamentos da família OPTO ADS, executando a análise de desempenho do sistema óptico dos equipamentos através da obtenção da Função de Transferência de Modulação (MTF).

### 3 Revisão Bibliográfica

#### 3.1 A Retinografia

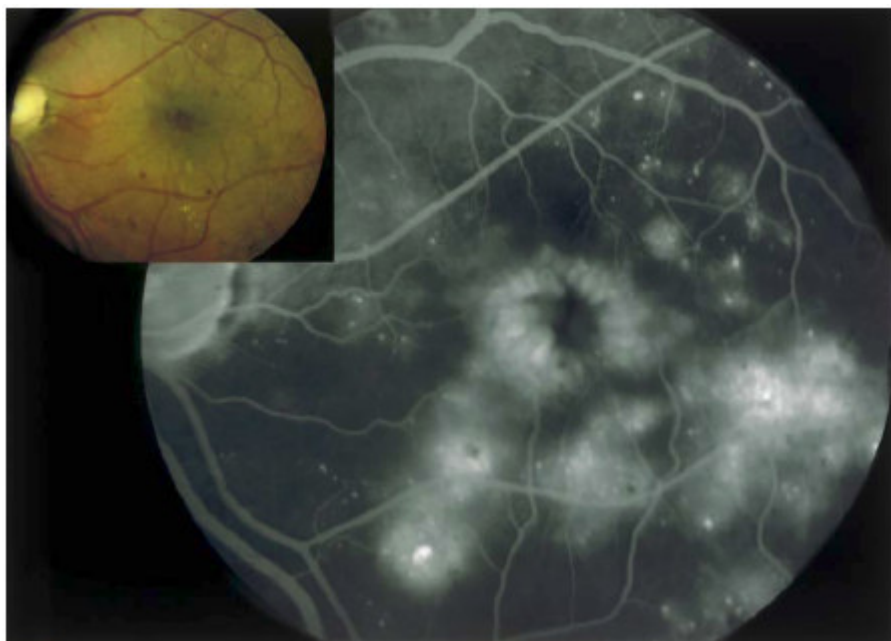
Como definido no trabalho de CARVALHO (2006), a Retinografia é um exame clínico que consiste na observação da retina. Muitas doenças, não necessariamente ligadas ao olho, como diabetes, toxoplasmose e outras, afetam a retina e podem provocar perda parcial ou total da visão. O exame é aplicado para acompanhar a evolução (progressiva ou regressiva) dessas e de outras doenças, como neurites ou degeneração macular relacionada à idade, e deve ser feito periodicamente dependendo da patologia.

A partir de uma busca em bases de dados científicos encontraram-se diversos trabalhos que investigam novas modalidades de diagnósticos que podem ser realizados através deste tipo de aquisição de imagens, como por exemplo o de FARDEAU et al, 1999, que estuda um tipo de inflamação que envolve a retina e a coróide. No estudo tenta-se investigar o envolvimento da coróide através da avaliação das características da angiografia de indocianina verde (ICG). A angiografia fluoresceínica (FA) é útil na determinação da extensão do envolvimento da retina na inflamação.

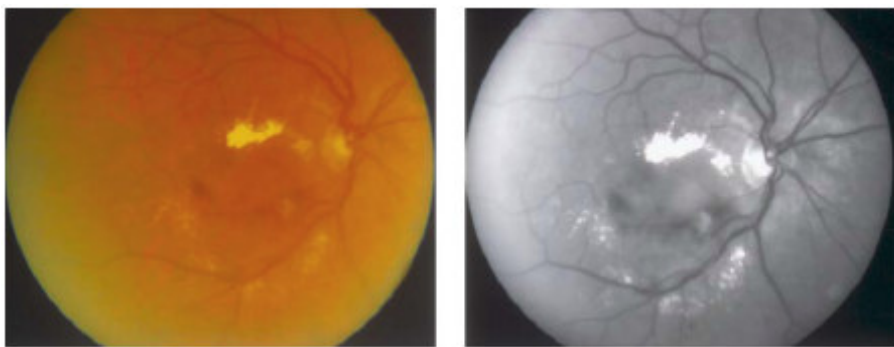


**Figura 3-1: Envolvimento dual: retinal e coroidal – Comparação entre angiografia fluorescente (FA) e angiografia de indocianina verde (IGCA).**

TRANOS et al. (2004) utilizam a angiografia na investigação do edema macular. O artigo apresenta uma revisão focando o edema macular e estratégias atuais para terapia e controle do problema. A angiografia é utilizada para providenciar uma visualização da geometria e distribuição do edema macular. As Figura 3-2 e Figura 3-3 mostram angiografias utilizadas neste trabalho.

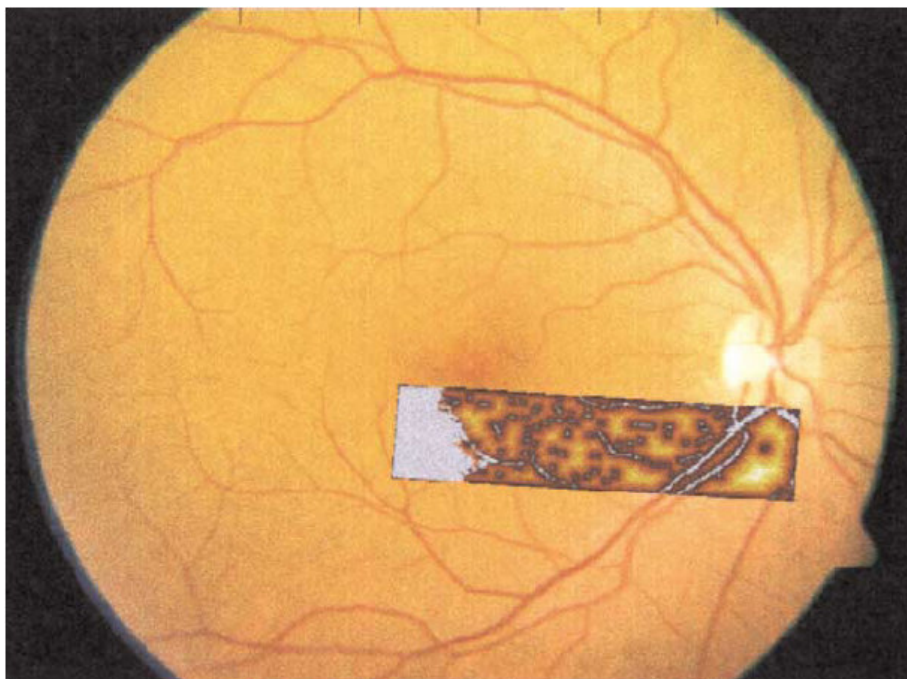


**Figura 3-2 : Fotografia colorida e angiografia fluoresceínica de um paciente diabético com edema macular cistóide.**



**Figura 3-3 : Foto colorida mostrando a oclusão da ramificação macular direita da veia retinal (esquerda); mesma imagem no modo do exame “red free”.**

BERNARDES et al. (2002) utilizam diversas ferramentas e técnicas de diagnóstico para o exame da região macular de modo a obter um mapeamento multimodal da mácula, que permite obter informações sobre sua estrutura e função em um ambiente clínico. Entre as ferramentas utilizadas está a angiografia, combinada com análise de espessura de retina, testes de campo visual, entre outros, demonstrando o potencial do mapeamento da mácula. Esta integração permite a obtenção de imagens de mais de um tipo de análise, com uma sobreposição que facilita a visualização e permite uma quantidade maior de informações.

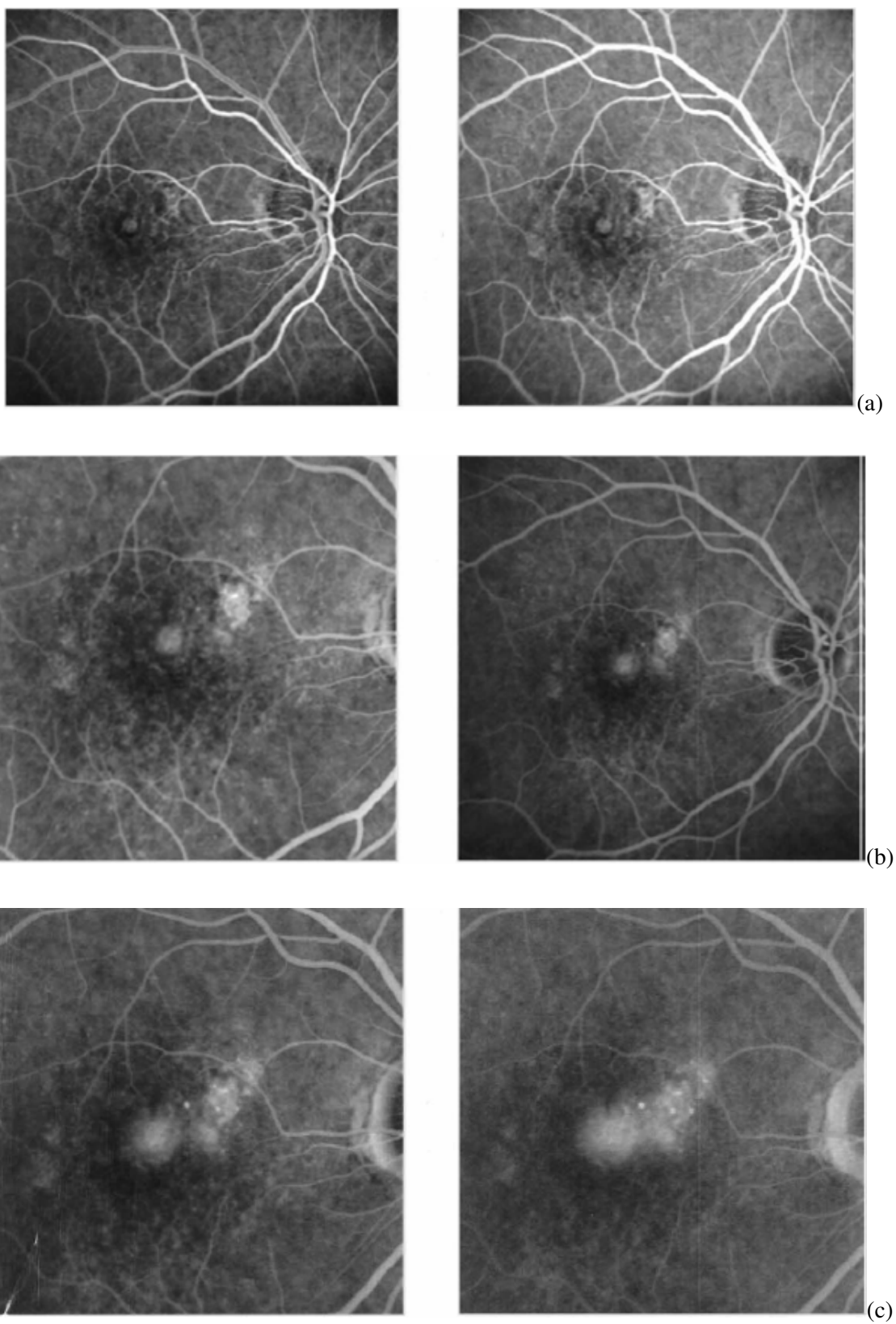


**Figura 3-4 : Registro de exame específico da mácula sobre uma imagem de retinografia (imagem de fundo).**

Diversos trabalhos na área de oftalmologia apresentam os resultados do uso de modernas tecnologias de diagnóstico de doenças relacionadas à retina. HARRIS et al. (1999) resume as principais tecnologias empregadas na área, comentando os benefícios de novas implementações incorporadas a estes equipamentos. Sobre a angiografia de retina (fluoresceínica e indocianínica), uma das principais melhorias foi a substituição da fonte de luz incandescente um laser de argônio de baixa potência, que permite maior penetração no cristalino e córnea. O feixe passa através do centro da pupila e é focado na retina em um ponto de 8 a 15 $\mu$ m; a iluminação de retina como um todo é reduzida e aumenta-se o contraste, uma vez que apenas um pequeno ponto é iluminado pelo feixe laser em cada instante. As imagens obtidas são similares a um equipamento convencional de angiografia, mas com maior resolução e contraste.

O trabalho de HOLZ et al. 2003 ressalta a importância de uma imagem de qualidade na interpretação do problema e realização do diagnóstico correto. Segundo este trabalho, atualmente existem novas opções terapêuticas para o tratamento de doenças como degeneração macular devido à idade, que incluem a fotocoagulação térmica a laser, terapia fotodinâmica, terapia de radiação, remoção cirúrgica da rede neovascular, entre outros, mas o diagnóstico é predominantemente baseado no angiograma fluoresceínica.

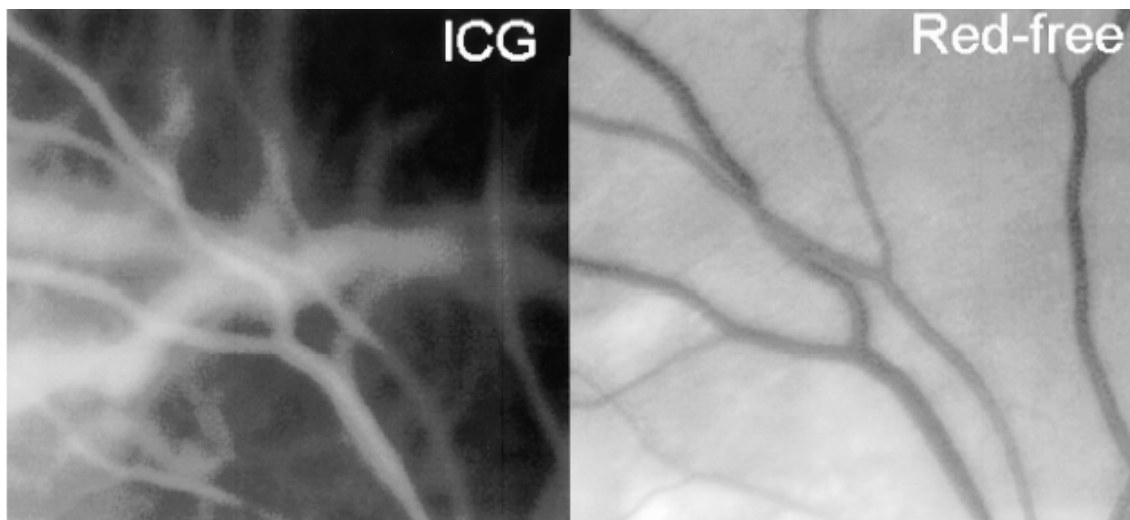
A experiência diz que a neovascularização coroidal, de acordo com a forma como se apresenta, responde de maneira diferente para o mesmo tipo de tratamento. Desta forma, a identificação do tipo de neovascularização é fundamental para o correto tratamento aplicado à doença. No trabalho de HOLZ et al. submetem-se diversas angiografias para a avaliação de especialistas, e analisam-se as variações na interpretação dos tipos de neovascularização coroidal. Utilizam-se angiografias de alta definição, mas ressalta-se que a qualidade do exame é fundamental para a correta interpretação do problema e definição do tratamento. As imagens utilizadas no estudo são como as mostradas na Figura 3-5.



**Figura 3-5 : Angiogramas : (a) estágio inicial; (b) estágio intermediário; (c) estágio final [HOLZ et al., 2003].**

O trabalho de OLSEN et al. também aborda a degeneração macular relacionada à idade de causa neovascular, abordando métodos de tratamento e comenta também sobre a subjetividade na interpretação do angiograma fluorescente para identificação do problema.

DESMETTRE et al. (2000) apresentam um estudo da interação da indocianina verde (ICG), utilizada como contraste em alguns testes de angiografia de modo a permitir uma melhor interpretação das angiografias. Este conhecimento é importante uma vez que novas tecnologias permitem a geração de imagens / vídeos de alta definição para definir características específicas de angiografias corio-retinais obtidas utilizando-se este contraste. Assim, o entendimento da interação do ICG após a injeção intravenosa deve ser compreendido para melhorar a confiança em uma medida terapêutica tomada a partir de um exame de ICG. Um dos exemplos apresentados neste artigo refere-se à influência do epitélio retinal pigmentado, e como o contraste pode auxiliar ou causar problemas na leitura do exame devido à “transparência” dos vasos em alguns níveis de excitação e emissão de luz. O exemplo é mostrado na Figura 3-6.



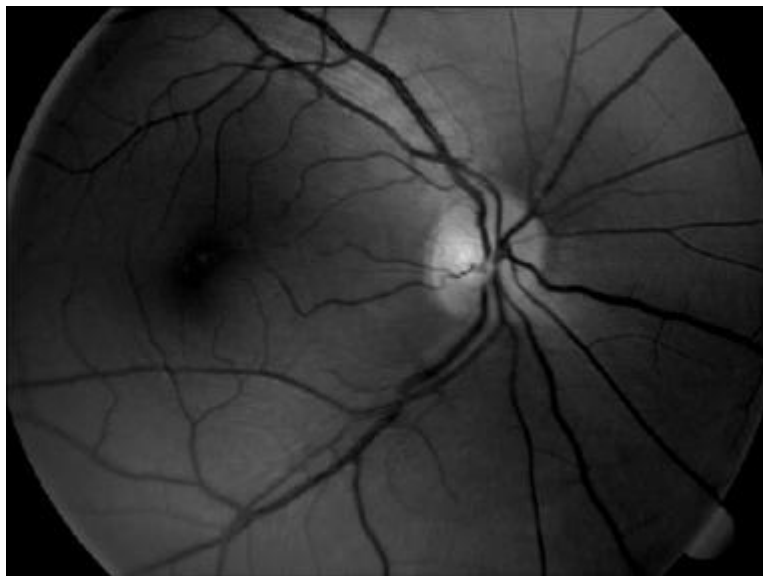
**Figura 3-6 : ICG e red free: o epitélio retinal pode obstruir a visualização da vascularização coroidal; com a adição de um contraste mais intenso parte da vascularização torna-se visível na fotografia de ICG.**

Com o crescente uso de sistemas de retinografia e angiografia para diagnósticos de doenças tornou-se extremamente necessário determinar a qualidade da imagem dos equipamentos que realizam estes exames. Esta necessidade foi bem evidenciada em todos os artigos citados, pois a qualidade da imagem pode interferir prejudicialmente no diagnóstico do exame.

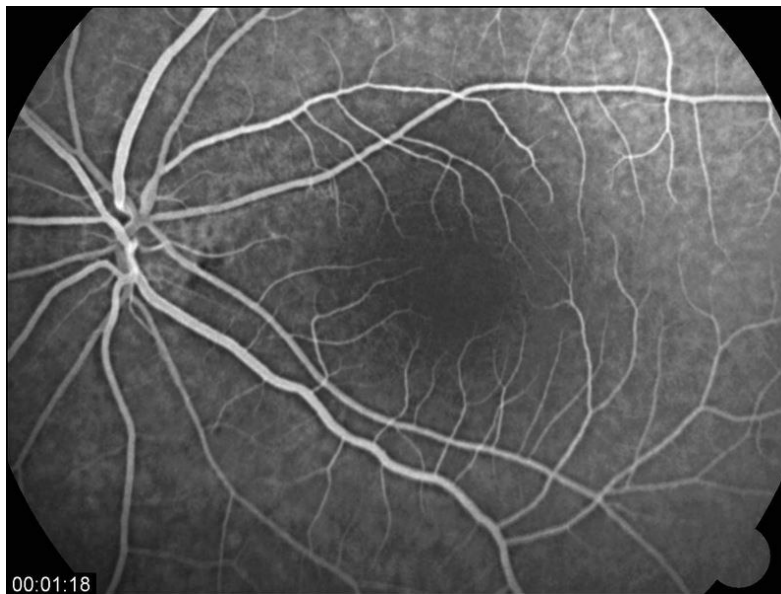
Os exames realizados pelo equipamento estudado, Retinógrafo da família OPTO ADS, são Retinografia Colorida, Retinografia Aneritra, Angiografia Fluoresceínica (FA) e Angiografia com Indocianina Verde (ICG).



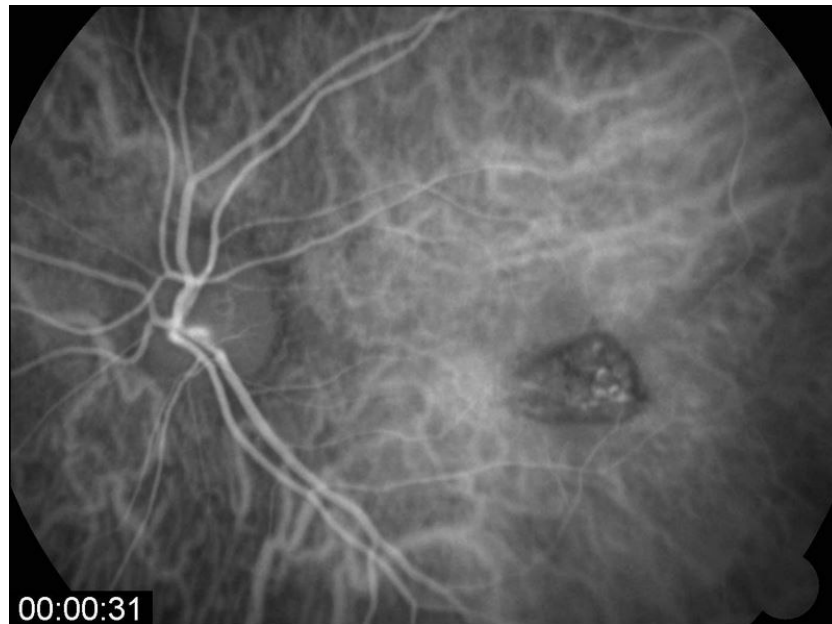
**Figura 3-7 : Retinografia Colorida realizada com o equipamento OPTO ADS**



**Figura 3-8 : Retinografia Verde realizada com o equipamento estudado**



**Figura 3-9: Angiografia Fluoresceínica realizada com o equipamento estudado**



**Figura 3-10 : Angiografia Indocianínica realizada com o equipamento estudado**

## **3.2 O Retinógrafo**

O Retinógrafo Digital estudado foi desenvolvido pela empresa OPTO Eletrônica S/A, seu modelo de funcionamento será apresentado a seguir.

O retinógrafo é um equipamento muito utilizado por oftalmologistas. Este equipamento tira fotos da retina permitindo ao médico a visualização nítida do fundo do olho, possibilitando a realização de exames que servem para estudo de evoluções progressivas ou regressivas de lesões retinianas causadas por doenças ligadas ao olho ou não. Os tipos de doenças analisadas são: Retinopatia Diabética, Hipertensão Arterial, Oclusões Arteriais e

Tromboses, Venosas, nas situações Inflamatórias ou Degenerativas da Retina e da Coroidéia, Degenerescência Macular Ligada à Idade e Distrofias Retinianas, Tumores Oculares.

Observou - se entre os equipamentos produzidos diferenças de qualidade nas fotografias realizadas, o que dificulta a prescrição exata do diagnóstico. O objetivo deste projeto é desenvolver um software que analisa a qualidade do sistema óptico do equipamento através do estudo da Função de Transferência de Modulação (MTF, sigla em inglês, *Modulation Transfer Function*). Este método é muito aplicado para verificar a qualidade de sistemas ópticos utilizados nas mais diferentes áreas.

### 3.2.1 O Sistema Óptico do Equipamento

O equipamento estudado foi desenvolvido pela OPTO ELETRÔNICA, é um produto de alta qualidade pertence à família de retinógrafos digitais OPTO ADS, os quais são vendidos no mundo todo. A Figura 3-11 apresenta o retinógrafo digital estudado.



**Figura 3-11 : Retinógrafo Digital OPTO ADS**

O equipamento possui óptica embarcada composta por lentes, filtros, refletores e lâmpadas que permitem a perfeita identificação da condição da retina do paciente. Os filtros da iluminação e da câmera são acoplados de tal forma a garantir que o médico possa fazer os exames citados. Qualquer movimentação destas lentes e filtros, diferenças micrométricas na fabricação dessas peças pode comprometer a qualidade da imagem, tornando ainda mais necessário a avaliação da qualidade da imagem durante o processo de desenvolvimento e após o término da montagem do equipamento.

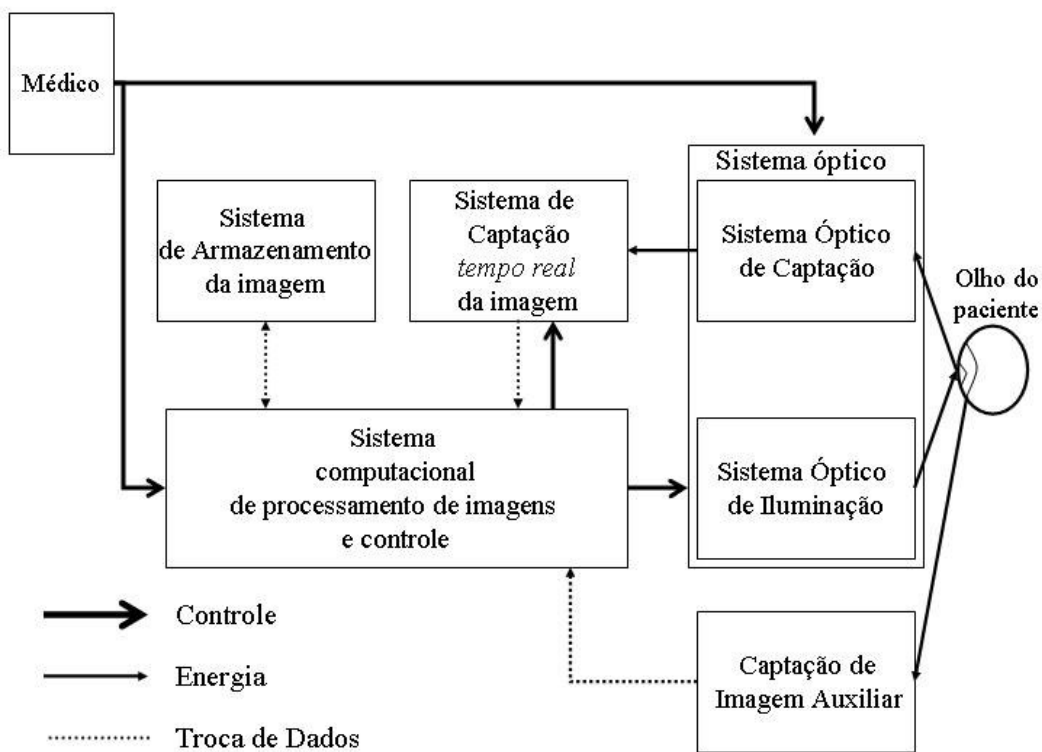
Durante o desenvolvimento do equipamento foram feitas análises da qualidade de imagens do sistema óptico. Estas análises de qualidade de imagem do sistema óptico obtidas foram realizadas basicamente sobre o

sistema de captação não havendo uma preocupação muito grande com a qualidade das imagens do sistema de iluminação [4].

A proposta deste trabalho é analisar a qualidade da imagem de todo o equipamento não apenas do sistema de captação como foi feito na etapa do desenvolvimento, mas de todo o sistema óptico e também da perda de qualidade acarretada pela eletrônica do CCD. Para conhecermos melhor o nosso objeto de estudo apresentamos aqui as partes que compõe o equipamento e que podem acarretar perda de qualidade da imagem.

O equipamento é composto por uma unidade de captura na qual está montado todo o sistema óptico incluindo a câmera CCD. A imagem é capturada por uma câmera digital com tecnologia CCD, processada e armazenada através de um software de alto nível que permite a organização dos dados de exames, assim como a implementação de funções de apoio ao diagnóstico.

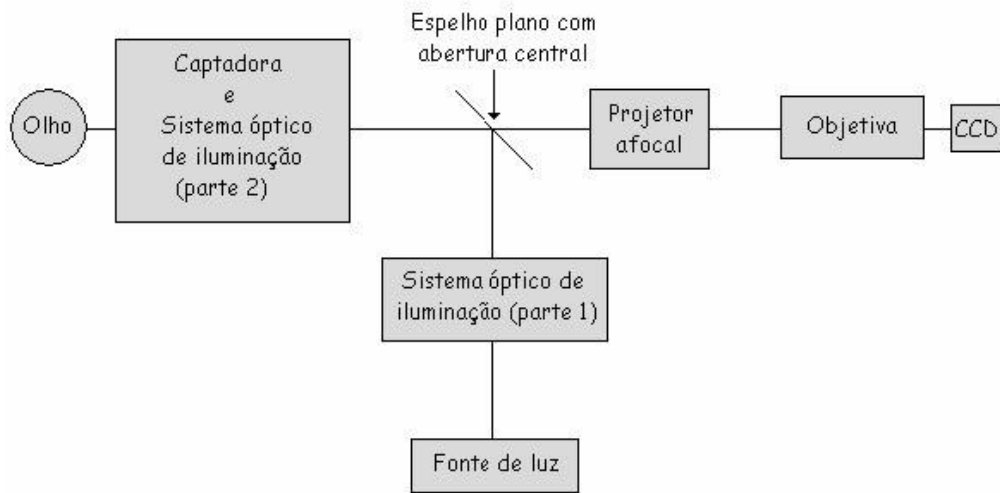
A Figura 3-1 apresenta um diagrama de blocos do funcionamento do equipamento.



**Figura 3-12 : Funcionamento do equipamento estudado**

O retinógrafo é composto por um sistema óptico de iluminação, um sistema óptico de captação, uma câmera fotográfica e um conjunto de filtros espectrais, associados a um sistema eletrônico e um sistema mecânico robusto e preciso.

A Figura 3-13 apresenta o Diagrama de blocos do Sistema óptico.



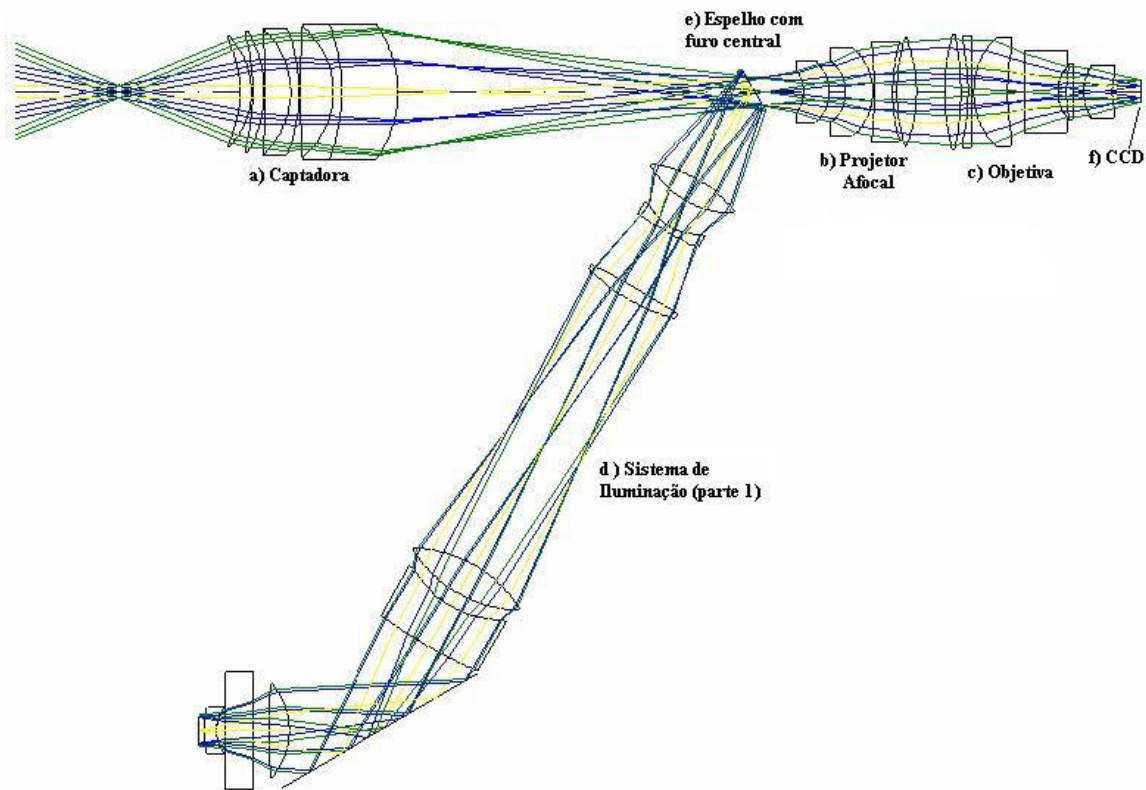
**Figura 3-13 : Diagrama de Blocos do Sistema óptico estudado [CARVALHO ,2006]**

Uma fonte de luz de alta intensidade emite um feixe de luz em forma de anel. Este anel de luz passa pelo Sistema óptico de iluminação (parte 1) e é refletido pelo espelho plano. Este espelho plano possui uma abertura central o que permite utilizar o mesmo Sistema de Iluminação (parte 2) como também parte do Sistema de Captação. Na iluminação o anel de luz é refletido pela borda do espelho e na captação a luz refletida da retina passa pelo centro do espelho.

O Sistema óptico de Iluminação serve para uniformizar a iluminação e evitar que o filamento da lâmpada seja projetado junto com a imagem, ele é composto por um condensador, um objeto em forma de anel e um conjunto de lentes para formar a imagem desse anel.

A luz que chega ao olho do paciente passa pela pupila, este anel de luz possui diâmetro menor que o diâmetro da pupila. O anel de luz ilumina de forma homogênea o fundo do olho, atingindo uniformemente toda a área da retina a ser examinada. A luz refletida passa pelo centro da pupila e é captada pelo Sistema de Captação, passa pelo centro do espelho e em seguida chega ao CCD.

O sistema óptico de captura é composto por um conjunto de lentes que tem a função de formar a imagem da retina sobre o plano de observação e sobre o plano de captação, no caso o CCD. A faixa dinâmica do CCD é muito menor que a de um filme fotográfico, o que exige uma iluminação muito mais homogênea e uniforme [4]. A digitalização da imagem acarreta perdas de informação o que torna muito necessária a verificação da qualidade da imagem, para que o equipamento esteja dentro das especificações técnicas exigidas.



**Figura 3-14 : Sistema Óptico estudado [CARVALHO, 2006]**

- a) Captadora: Como parte do sistema de captação recebe os raios vindos da pupila. Como parte do Sistema de iluminação forma a imagem do anel no olho do paciente a uma distância de aproximadamente 100mm.
- b) Projetor Afocal : Os raios que passam pela abertura central do espelho passam pelo projetor afocal e saem paralelos.
- c) Objetiva: A Objetiva foca os raios sobre o CCD.
- d) Sistema de Iluminação: projeta um anel iluminado sobre o espelho furado e pontos escuros sobre as lentes da captadora.
- e) Espelho com furo central : reflete o anel de luz que vem do sistema de iluminação e permite a passagem da luz vinda do sistema de captação para o projetor afocal.
- f) CCD: A câmera utilizada possui um CCD de 1.5 Megapixels com pixels quadrados de  $4.65\mu\text{m}$  de comprimento. O CCD limita o MTF em 215 lp/mm.

### **3.3 Função de Transferência de Modulação**

#### **3.3.1 Definição**

MTF é a sigla utilizada para função de transferência de modulação (*Modulation Transfer Function*). O MTF é uma medida quantitativa de qualidade da imagem, superior a qualquer critério clássico de resolução. Ele mede a capacidade que um sistema óptico tem para transferir vários níveis de detalhamento de um objeto para a imagem. Dados sobre o MTF podem ser utilizados para determinar a viabilidade do sistema óptico. Ele representa a resposta em frequência espacial de um sistema de imageamento ou de um componente, trata-se de uma medida de contraste a uma dada frequência espacial.

#### **3.3.2 Aplicação**

Com a grande utilização de dispositivos ópticos em diversas áreas de tecnologia, comunicação, fotônica, instrumentações médicas, instrumentos de medidas, equipamentos aeroespaciais, há uma necessidade clara de caracterizar o desempenho destes sistemas ópticos.

Comumente o desempenho de um sistema óptico é medido em termos do contraste (níveis de cinza) ou modulação, e está relacionado com a degradação de uma imagem de um objeto produzida pelo sistema. Com a introdução de análise de sistemas lineares em medidas de desempenho de sistemas ópticos, o conceito de Funções de Transferência Ópticas (OTF- *Optical Transfer Function*) tem ganhado popularidade. O avanço no uso do interferômetro a laser, da câmera CCD e de métodos computacionais tem revolucionado os processos de medida e cálculo do MTF (Magnitude de OTF). O MTF tem sido considerado por cientistas da área o melhor método existente atualmente para análise de desempenho de sistemas ópticos, pois é uma medida direta e quantitativa.

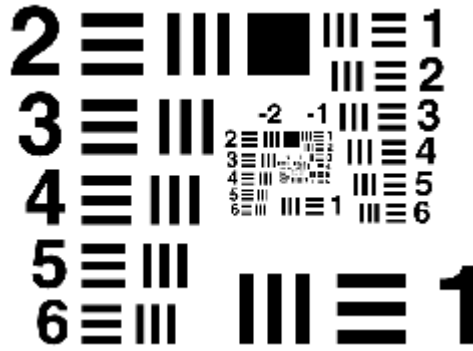
O MTF descreve a imagem como uma função de suas frequências espaciais, mais comumente produzidas através da Transformada de Fourier de uma distribuição espacial da imagem ou uma função de espalhamento. Em suma é o mesmo método utilizado em vários tipos de análise no campo da engenharia elétrica e outros. Assim como analisamos as componentes de um sinal de voz através de suas componentes espectrais no domínio da frequência, podemos fazer o mesmo com uma imagem.

#### **3.3.3 Contraste de uma imagem**

Os conceitos de resolução e contraste são freqüentemente confundidos e incorretamente utilizados como sinônimos. A resolução representa a quantidade de detalhes numa imagem que um sistema óptico consegue formar e está relacionada a detectabilidade.

Um tipo de alvo comumente utilizado para teste de resolução de um sistema óptico consiste de séries de barras claras e escuras, alternadas e de mesma largura (*bar chart*). Diversos conjuntos de padrões com diferentes espaçamentos são imageados pelo sistema, conforme apresentado na Figura 3-15, e o padrão mais fino no qual a

estrutura de linhas pode ser discernido é considerado o limite de resolução do sistema, que é expresso como um número de linhas por milímetro.



**Figura 3-15 : Padrão de barras com diferentes espaçamentos (USAF 1951).**

O padrão apresentado na figura é o USAF 1951, que junto com suas variantes, foi o padrão mais utilizado durante cerca de 50 anos. No entanto, este padrão não é adequado para análise computacional. Quando um padrão deste tipo é imageado por um sistema óptico, cada linha geométrica (de largura infinitesimal) é imageada como uma linha “borrada”, cuja seção transversal é a função de espalhamento da linha.

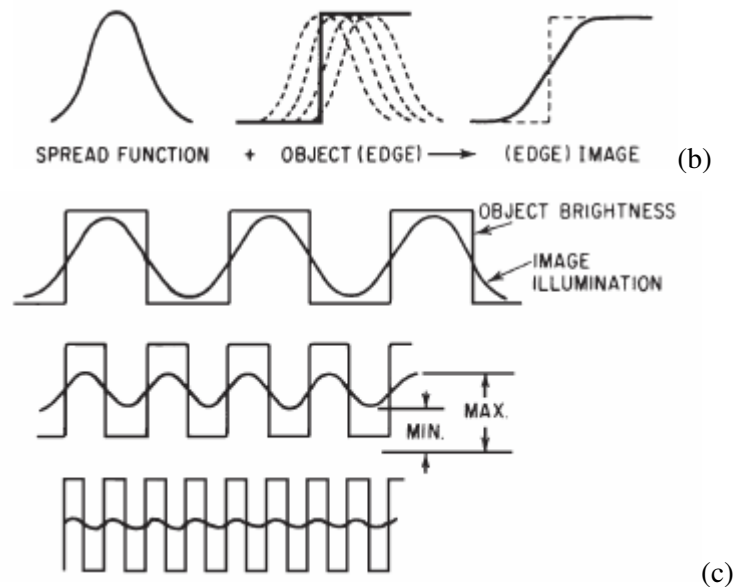
Contraste é sinônimo de modulação e comumente definido como.

$$Modulação = \frac{I_{Max} - I_{Min}}{I_{Max} + I_{Min}} \quad (1)$$

Onde  $I_{max}$  é a intensidade máxima da imagem (branco) e  $I_{min}$  é a intensidade mínima (preta). Intensidade é medida em  $W/cm^2$  (irradiância) pelo detector. MTF é um gráfico de contraste, medida em porcentagem, versus a frequência espacial medida em lp/mm. Este gráfico é comumente normalizado para valores de 1 a 0 [16].

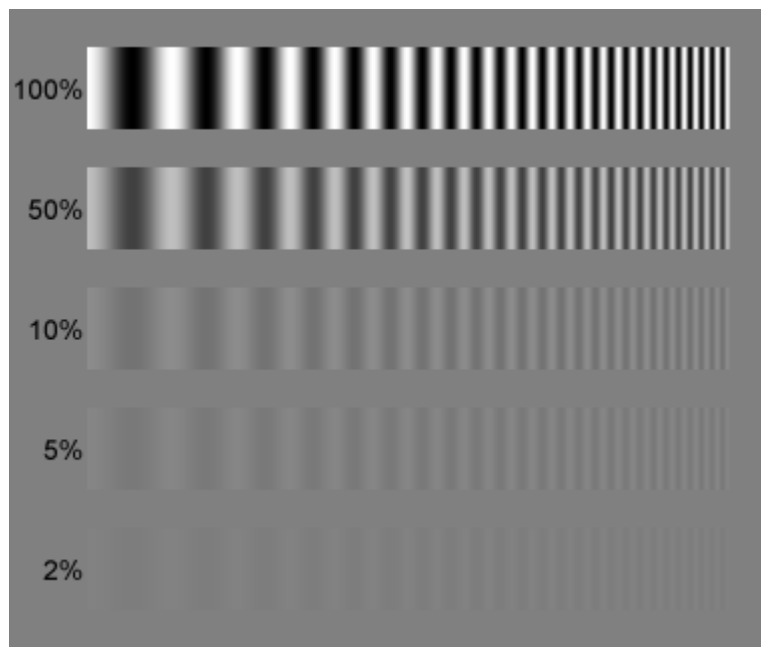
A Figura 3-16(a) indica a seção transversal de brilho do objeto “padrão de barras” e a Figura 3-16(b) mostra como a função de espalhamento “arredonda” os “cantos” da imagem. Na Figura 3-16(c) indica-se o efeito de imagem borrada com o uso de padrões progressivamente mais finos. Verifica-se que quando o contraste de iluminação na imagem é menor que a sensibilidade do sistema, o padrão não pode ser definido.





**Figura 3-16 : Imageamento de um padrão de barras: (a) padrão típico e função brilho, dada por uma onda retangular; (b) Função de espalhamento e imagem formada; (c) Uso de padrões mais finos e conseqüente queda no contraste [SMITH, 2000].**

Como exemplo da relação do MTF com o contraste de uma imagem observe a Figura 3-16, a qual ilustra um padrão de frequência variável com níveis de contraste de 100% até 2%. O contraste é moderadamente atenuado até 50%. Em um nível de 10% apresenta-se severamente atenuado.

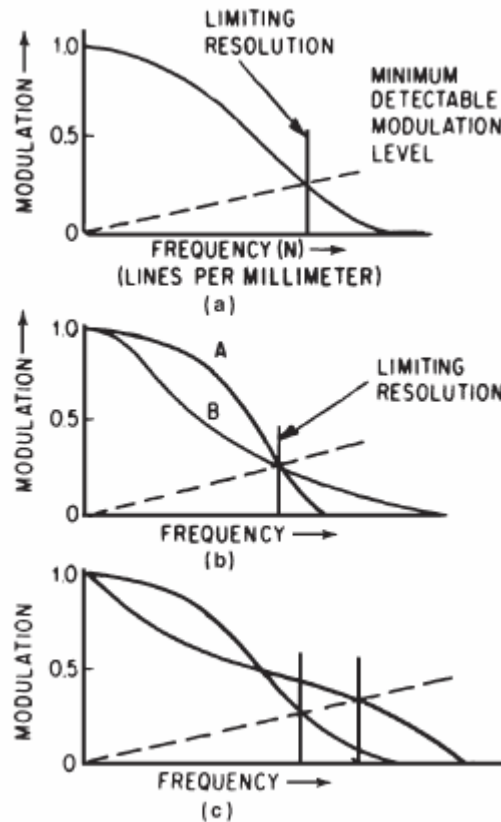


**Figura 3-17 : Mesmo padrão com níveis diferentes de contraste**

Pode-se visualizar em gráfico a modulação como função do número de linhas por milímetro na imagem, conforme Figura 3-18 (a). A intersecção da linha da função de modulação com a linha representando a menor quantidade de modulação que o sensor do sistema pode detectar fornece o limite de resolução do sistema. A

curva indicando a menor quantidade de modulação detectável por um sistema ou sensor (isto é, o *threshold*) é muitas vezes chamada de curva AIM (*aerial image modulation*), referindo-se à modulação requerida para produzir uma resposta no sistema ou sensor. As características de resposta do olho, de filmes, tubos de imagem CCDs, etc. são apropriadamente descritas por uma curva AIM. O *threshold* da modulação geralmente sobe com a frequência espacial, apesar de haver exceções.

Deve-se ressaltar que o limite de resolução não define totalmente o desempenho de um sistema. A Figura 3-18 (b) mostra dois gráficos de modulação com o mesmo limite de resolução, mas com desempenhos diferentes. O gráfico com maior modulação em baixas frequências é obviamente superior, uma vez que o resultado terá mais nitidez e mais contraste. Infelizmente, na prática, a decisão entre dois sistemas pode não ser tão óbvia. A Figura 3-18 (c) apresenta dois sistemas onde um dos sistemas apresenta um alto limite de resolução e outro com alto contraste com alvos de baixa frequência. Neste tipo de situação, a decisão deve ser baseada na importância relativa de contraste contra resolução em função do sistema.



**Figura 3-18 : (a) Modulação contra frequência; (b) Duas curvas com mesmo limite de resolução e desempenho diferentes; (c) Sistemas com características diferentes [SMITH, 2000].**

### 3.3.4 Equacionamento da MTF

Quando um sistema óptico produz uma imagem utilizando luz perfeitamente incoerente, a função que descreve a intensidade no plano de imagem produzido por um ponto no plano do objeto é chamada *Função de*

*Resposta de Impulso.* Esta resposta impulso é normalmente escrita como  $\mathbf{h}(\mathbf{x},\mathbf{y})$ . A entrada (padrão de intensidade do objeto) e saída (padrão de intensidade da imagem) estão relacionadas pela simples equação de convolução:

$$g(x, y) = f(x, y) * h(x, y) \quad (2)$$

Onde:

$g(x,y)$  é a distribuição de irradiância da imagem;

$f(x,y)$  é a imagem ideal;

$h(x,y)$  é a resposta impulso.

Contudo, convoluções podem ser muito instáveis computacionalmente. A solução para resolver esta equação matemática reside na teoria de transformada de Fourier. Uma transformada de Fourier converte a informação do domínio do espaço para o domínio da frequência, onde pode ser descrito como uma combinação linear de senos e co-senos devidamente ponderados.

Convoluções no domínio do espaço estão correlacionadas com multiplicações no domínio da frequência. Portanto, se:

$$\mathfrak{F}[g(x, y)] = \mathfrak{F}[f(x, y) * h(x, y)] \quad (3)$$

Então:

$$G(\xi, \eta) = F(\xi, \eta) \times H(\xi, \eta) \quad (4)$$

Onde:  $G(x,h)$ ,  $F(x,h)$  e  $H(x,h)$  são as transformadas de Fourier de  $\mathbf{g}(\mathbf{x},\mathbf{y})$ ,  $\mathbf{f}(\mathbf{x},\mathbf{y})$  e  $\mathbf{h}(\mathbf{x},\mathbf{y})$ . A função  $H(x,h)$  é chamada função de transferência, e, no caso de sistemas ópticos, é a **Função de Transferência Óptica** ou **OTF**.

As funções em letra maiúscula denotam a transformada de Fourier correspondente às funções em letra minúscula:  $F$  denota o espectro do objeto,  $G$  denota o espectro da imagem e  $H$  denota o espectro da resposta impulso.  $H(x,h)$  é a função de transferência, na qual relacionam-se os espectros do objeto e imagem através de uma multiplicação. A transformada de Fourier muda a forma de onda de irradiância de uma função de posição espacial para o domínio da frequência espacial, mas não gera novas informações. A vantagem do ponto de vista do domínio da frequência é que a multiplicação na equação (4) é facilmente executada, e muito mais fácil de visualizar que a convolução na equação (2).

O OTF é uma função complexa composta de partes real e imaginária:

$$OTF \equiv H(\xi, \eta) = |H(\xi, \eta)| \exp[-j\theta(\xi, \eta)] \quad (5)$$

e

$$MTF \equiv |H(\xi, \eta)| \quad PTF \equiv \theta(\xi, \eta) \quad (6)$$

A porção real, ou  $H(x, h)$  é chamada **Função de Transferência de Modulação**, ou **MTF** e a função  $\theta(\xi, \eta)$  é denominada **Função de Transferência de Fase**, ou **PTF**. O MTF é normalizado pela unidade na frequência espacial zero.

A convolução apresentada na Eq (2) é mais aparente na análise de sistemas de imageamento que consistem de diversos subsistemas, e cada uma com sua própria resposta impulso. Como demonstrado na Eq. (7), cada subsistema tem sua própria função transferência como a transformada de Fourier de sua resposta impulso.

O resultado final de todos os subsistemas operando no objeto de entrada é uma multiplicação de suas respectivas funções de transferência. A Figura 3-1 ilustra como se pode analisar a combinação de diversos subsistemas pela multiplicação das funções de transferência da equação (8) ao invés da convolução das respostas impulso da equação (7):

$$f(x, y) * h_1(x, y) * h_2(x, y) * \dots * h_n(x, y) = g(x, y) \quad (7)$$

$$F(\xi, \eta) \times H_1(\xi, \eta) \times H_2(\xi, \eta) \times \dots \times H_n(\xi, \eta) = G(\xi, \eta) \quad (8)$$

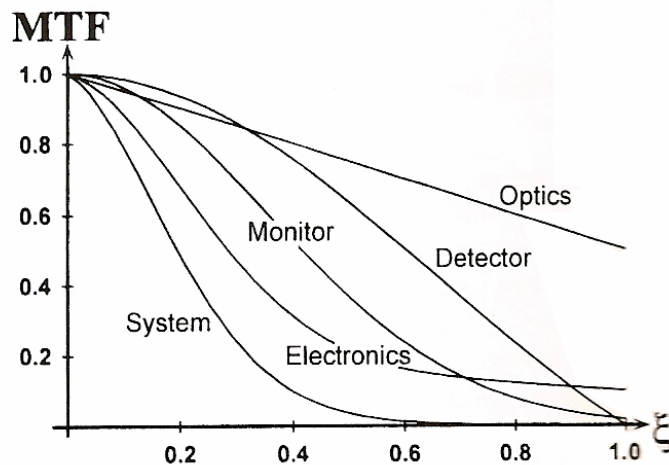


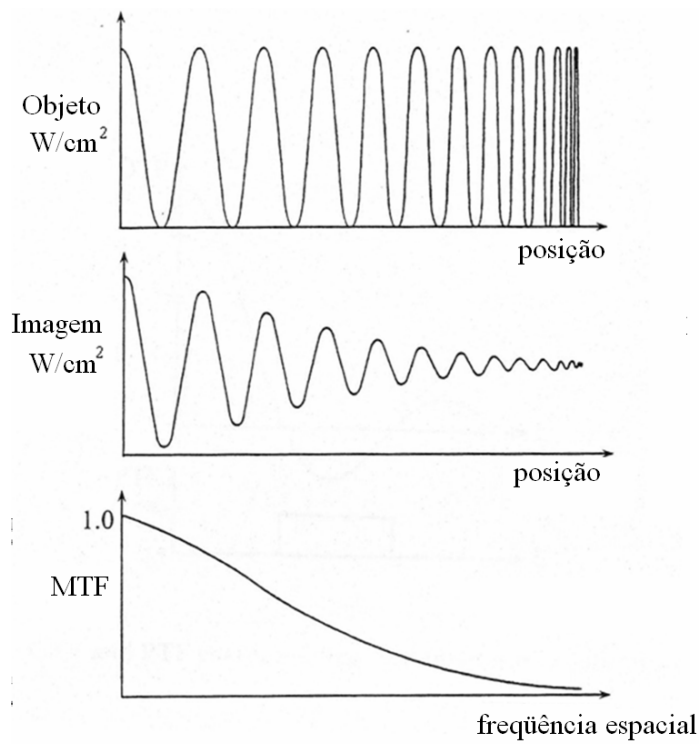
Figura 3-19- MTF para diversos subsistemas.[Boreman,2001]

Conforme descrito anteriormente a OTF trata-se de uma função da frequência espacial do padrão de onda senoidal. A parte real da OTF é a MTF e a parte imaginária é a PTF. Se o PTF é linear com a frequência, ele torna-se apenas um deslocamento lateral da imagem (como, por exemplo, distorção), mas se é não-linear pode ter um efeito na qualidade de imagem. Um deslocamento de fase de  $180^\circ$  é uma reversão de contraste, onde o padrão de imagem é claro onde deveria ser escuro e vice-versa. Um estudo apresentando uma formulação matemática para a obtenção do OTF a partir da medida da função de transferência de barra é apresentado por LUCKE (1998). A formulação é feita a partir do uso de padrões de barra devido à facilidade de serem produzidos em relação aos padrões senoidais. A partir de padrões de barra, é utilizado o trabalho desenvolvido por COLTMAN (1954) para o cálculo através de uma formulação simples de um fator de resposta senoidal correspondente.

Diversos trabalhos estudam métodos para obter-se uma medida do OTF aplicada a diversos tipos de sistemas ópticos. Na prática, enfrentam-se dificuldades sobretudo quando os sistemas são dependentes do componente responsável pela fase. Para estes sistemas, a imagem é dependente da localização da fonte pontual imageada. Dentre estes trabalhos pode-se citar os artigos de PARK et al. (1984), LEVY et al. (1999) e, mais recentemente, BACKMAN e MAKYNEN (2004).

Os padrões de objeto  $f(x,y)$  da Eq (2), ou seja, a entrada do sistema, mais utilizados são o padrão de distribuição de brilho de barra com frequência variável e o padrão de distribuição de brilho do objeto em forma de uma onda senoidal.

A medida através de padrões de barra de sistemas de lentes é pouco confiável porque quase 20% da energia que chega ao sistema de lentes a partir do padrão de barras é modulada no terceiro harmônico e frequências mais altas. Contudo, se o padrão de distribuição de brilho do objeto tem a forma de uma onda senoidal, a distribuição na imagem também é descrita por uma onda senoidal, apesar da forma da função de espalhamento, conforme informação disponível no artigo “Melles Griot Optics Guide - Modulation Transfer Function”. Observe na Figura 3-20.



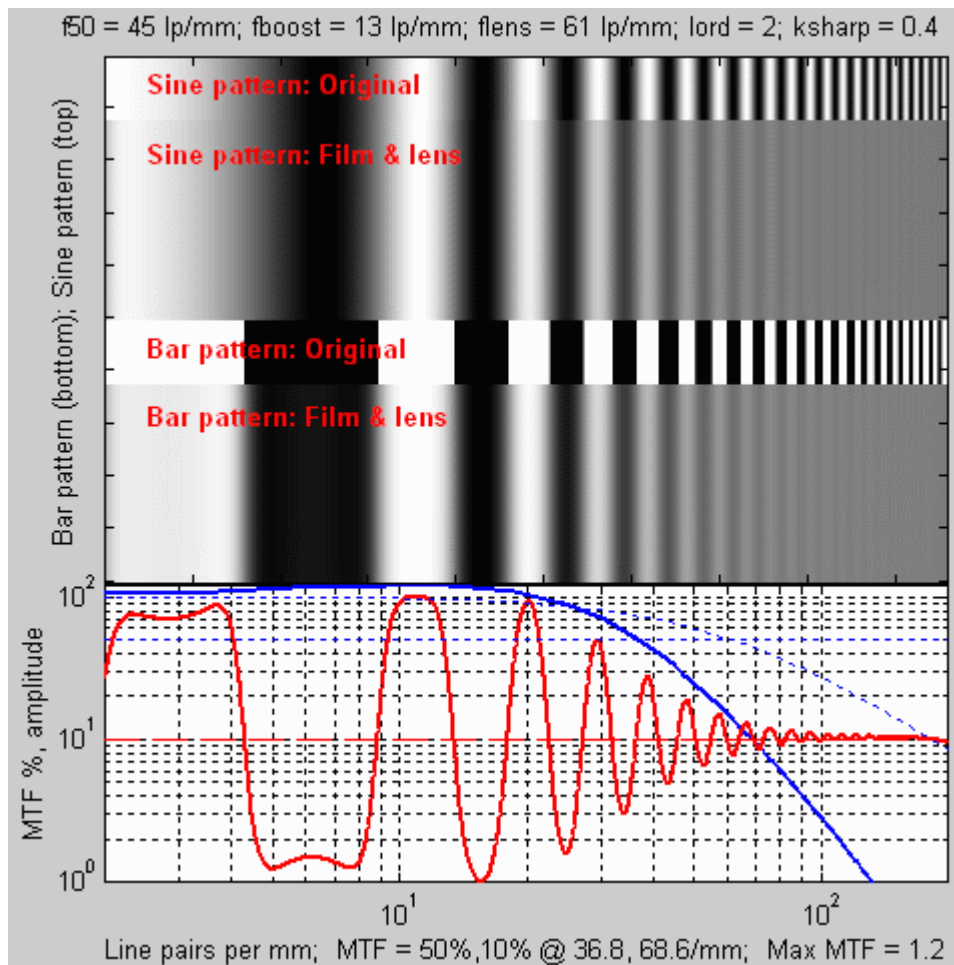
**Figura 3-20 : MTF para um objeto com distribuição de intensidade de luz senoidal**

Este fato conduz ao amplo uso da função de transferência de modulação para a descrição do desempenho de um sistema de lentes. Pois o MTF é a razão entre modulação na imagem e no objeto em função da frequência (ciclos por unidade de comprimento) do padrão de onda senoidal.

Assim:

$$MTF(u) = \frac{M_i}{M_o} \quad (9)$$

Onde  $M_i$  é a modulação da imagem e  $M_o$  a modulação do objeto. Na Figura 3-21 mostra-se a resposta de um alvo virtual ao efeito combinado de uma excelente lente (Cânon 28-70mm f/2,8L) e filme. Mostram-se os padrões de barra e senoidal. A curva em vermelho corresponde à resposta espacial do padrão de barras ao conjunto lente e filme. A curva em azul é o MTF combinado do conjunto lente e filme, expresso em porcentagem de resposta em baixa frequência. A curva tracejada em azul corresponde ao MTF da lente isolada.



**Figura 3-21 : Padrões de barras e de onda senoidal**

Em virtude da dificuldade de se obter na prática um padrão senoidal, diversos métodos computacionais de cálculo de MTF utilizando padrões de barras vem sendo desenvolvidos. O projeto desenvolvido pela aluna consiste no desenvolvimento de um software que utiliza um método conhecido de obtenção do MTF através de funções de espalhamento e aplicação da Transformada de Fourier.

O Método utilizado foi baseado no capítulo de BOREMAN,2001 e a seguir apresentamos este método.

### **3.3.5 Métodos de Medidas de MTF**

#### **3.3.5.1 Função de Espalhamento de ponto**

A Função de espalhamento de ponto, PSF (*Point Spread Function*) representa a resposta de um sistema de imagem para um objeto com distribuição da intensidade de luz na forma pontual. Na prática é o espalhamento que o sistema causa quando utilizamos um objeto pontual na entrada. A Figura 3-22 mostra o espalhamento causado pelo sistema equacionado através da PSF.



**Figura 3-22 : Point Spread Function**

A PSF pode ser equacionada da seguinte forma:

Em uma situação ideal, a fonte pontual pode ser representada matematicamente por uma função delta bi-dimensional. Assim:

$$f(x,y) = \delta(x,y) \quad (1)$$

E, portanto, quando o objeto é uma fonte pontual, a distribuição de imagem bi-dimensional  $g(x,y)$  é igual à resposta impulso  $h(x,y)$ . A resposta do sistema ao impulso é dado por:

$$g(x,y) = f(x,y) * h(x,y) \quad (2)$$

onde  $g(x,y)$  é distribuição de radiância da imagem,  $h(x,y)$  é a resposta ao impulso e  $f(x,y)$  é a distribuição de radiância para uma imagem ideal.[3].

Nesse caso a função  $g(x,y)$  é também chamada de função espalhamento de ponto.

$$g(x,y) = h(x,y) \equiv \text{PSF}(x,y) \quad (3)$$

A PSF é uma característica de transferência de Sistemas de imagem lineares e invariantes. A distribuição da imagem pode ser dada pela simples soma das PSF correspondentes a cada uma das fontes puntiformes no plano-objeto, multiplicada pelo fator correspondente à intensidade de cada fonte [21].

Para passarmos para o domínio da frequência basta aplicarmos a Transformada de Fourier, que resulta na OTF. Tomando-se seu módulo obtém-se o MTF.

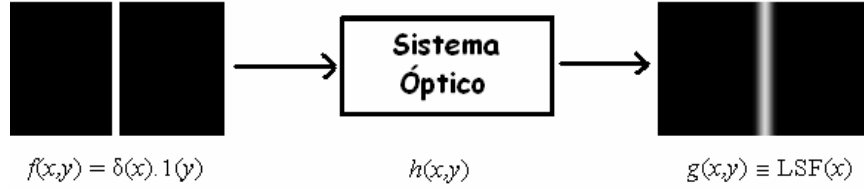
$$|\mathcal{F}[\text{PSF}(x,y)]| = \text{MTF}(\xi, \eta) \quad (4)$$

Esta função de transferência bi-dimensional pode ser avaliada ao longo de qualquer perfil, por exemplo  $\text{MTF}(\xi, 0)$  e  $\text{MTF}(0, \eta)$ .

Dessa forma, o contraste para cada frequência espacial é dado pelo valor da MTF em cada frequência.

### 3.3.5.2 Função de Espalhamento de Linha

A Função de espalhamento de linha, LSF (*Line Spread Function*) representa a distribuição da intensidade de luz quando o objeto é uma fenda. Um método muito aplicado para determinação do MTF é utilizar um padrão de faixas escuras e claras para se verificar o contraste da imagem obtida. Idealmente teríamos que obter intensidade 1 para as faixas brancas e 0 para as faixas escuras. Porém, na pratica o que obtemos é que cada linha sofre um espalhamento e aparece borrada. A Figura 3-23 ilustra a LSF.



**Figura 3-23 : Line Spread Function**

Considerando-se como objeto uma fonte linear, que consiste em uma função delta em  $x$  e uma constante em  $y$ , e ao longo do objeto em uma altura suficiente para preencher o campo de visão de interesse da lente sob teste, tem-se:

$$f(x,y) = \delta(x).1(y) \quad (5)$$

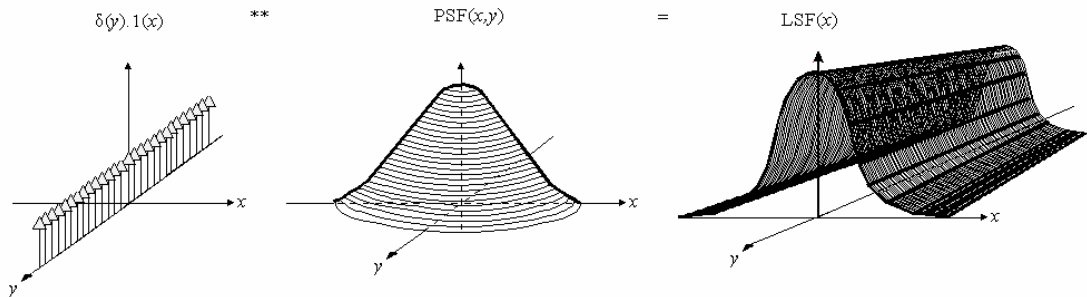
Onde  $\delta(x)$  é a função delta multiplicada por uma função unitária em  $y$ .

A distribuição bi-dimensional de irradiância de imagem  $g(x,y)$  é o LSF, que na realidade é uma função de apenas uma variável espacial, no caso a direção  $x$ :

$$g(x,y) \equiv \text{LSF}(x) \quad (6)$$

Cada ponto na fonte linear produz uma PSF no plano da imagem. Estas PSFs sobrepostas e dispostas na direção vertical, bem como suas somas, formam a LSF. A Figura 3-24 mostra, esquematicamente, que a LSF é apenas a convolução bi-dimensional do objeto fonte linear com a resposta impulso do sistema de formação de imagem:

$$g(x,y) \equiv \text{LSF}(x) = f(x,y) ** h(x,y) = [\delta(x).1(y)] ** \text{PSF}(x,y) \quad (7)$$



**Figura 3-24 : Obtenção da LSF pela convolução bidimensional da PSF com função delta.**

A LSF equivale a varrer a PSF com uma fenda longa e estreita em relação ao tamanho do PSF, numa particular direção [5]. Ou seja, em suma a LSF é uma integral da PSF ao longo do eixo  $y$ , conforme o exemplo adotado.

$$g(x, y) = LSF(x) = \int_{-\infty}^{\infty} h(x, y') dy' \quad (8)$$

Para passarmos para o domínio da frequência basta aplicarmos a Transformada de Fourier. O Módulo da Função obtida é a MTF.

$$|\mathcal{F}[LSF(x)]| = MTF(\xi, 0) \quad (9)$$

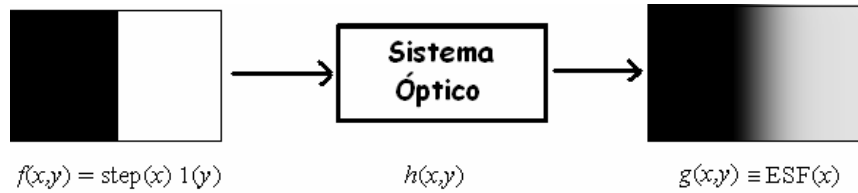
Podem-se obter outros perfis para a função de transferência através da reorientação da fonte linear. Se a linha fonte é rotacionada no plano em um ângulo de  $90^\circ$ , obtém-se:

$$f(x, y) = \delta(y) \cdot 1(x) \quad (10)$$

Que leva a uma LFS na direção  $y$  e, portanto, tem-se  $MTF(0, \eta)$ .

### 3.3.5.3 Função de Espalhamento de Borda

A Função de Espalhamento de Borda, ESF (*Edge Spread Function*) é o espalhamento quando utilizamos na entrada uma função degrau. Ou seja, um par com uma faixa branca e uma faixa escura.



**Figura 3-25 : Edge Spread Function**

Uma configuração proposta para a medida da função de espalhamento de borda é apresentada na Figura 3-25. Utiliza-se uma fonte *knife-edge* iluminada (representada por uma função degrau) como objeto.

$$f(x, y) = \text{step}(x) \cdot 1(y) \quad (12)$$

O ESF é a convolução do PSF com a função degrau unitário.

$$g(x, y) \equiv \text{ESF}(x) = \text{PSF}(x, y) ** \text{step}(x) \cdot 1(y) \quad (13)$$

A convolução  $y$  da PSF com uma constante produz uma LSF, e a convolução  $x$  com uma função degrau produz uma integração cumulativa.

$$\text{ESF}(x) = \text{PSF}(x, y) ** \text{step}(x) \cdot 1(y) = \int_{-\infty}^x LSF(x') dx' \quad (14)$$

Pode-se interpretar o ESF em termos de uma superposição de LSFs. Pode-se escrever esta superposição como:

$$ESF(x) \approx \sum_{i=1}^{\infty} LSF(x - x_i) \quad (15)$$

Tomando-se o limite dos deslocamentos tendendo a zero, o somatório torna-se uma integral consistente com a eq. (14). Para converter os dados de ESF em dados de MTF, toma-se a derivada espacial dos dados da ESF para possibilitar a inversão da eq. 14. Assim:

$$\frac{d}{dx}\{ESF(x)\} = \frac{d}{dx} \int_{-\infty}^x LSF(x') dx' = LSF(x) \quad (16)$$

De posse da LSF, a magnitude da transformada unidimensional de Fourier leva ao perfil do MTF através da Eq. (9). Qualquer perfil unidimensional do MTF pode ser obtido através da reorientação adequada do *knife-edge*.

## 4 Materiais e Métodos

O projeto desenvolvido inclui o desenvolvimento de um software para obtenção de MTF e a realização de testes para validação do software e aplicação do mesmo em situações reais.

### 4.1 O software

A função deste software é medir o desempenho do equipamento através da obtenção da Função de Transferência de Modulação (MTF), a partir de imagens obtidas com o equipamento a ser analisado.

#### 4.1.1 Ferramentas utilizadas

O software foi desenvolvido em linguagem C++. O motivo da escolha desta linguagem é que o software de processamento de imagens e interface com usuário dos equipamentos a serem analisados foi desenvolvido nesta mesma linguagem, e há a intenção de acrescentar o programa desenvolvido neste projeto ao programa de processamento já existente, optou-se então por usar a mesma linguagem de programação para facilitar a futura junção dos programas.

O programa foi desenvolvido utilizando a plataforma Borland C++ Builder 5, o computador utilizado foi um modelo Pentium 4, com sistema operacional Windows XP.

Testes foram realizados durante toda a etapa de programação, a fim de averiguar o funcionamento das funções implementadas.

#### 4.1.2 Estrutura do Software desenvolvido

O programa *MTF ADS* foi projetado para auxiliar no controle de qualidade dos equipamentos de retinografia digital, seus requisitos foram definidos pela equipe de Controle de Qualidade e Engenheiros do Departamento de Pesquisa e Desenvolvimento da empresa OPTO ELETRÔNICA S/A envolvidos no projeto do equipamento com a finalidade de acrescentar mais um parâmetro na avaliação de qualidade do equipamento. A utilização do equipamento deve ser simples e rápida para que o mesmo seja utilizado ao término do processo de fabricação junto às outras análises já realizadas. Foram então determinados os seguintes requisitos específicos do programa desenvolvido neste projeto:

- 1- Interface simples;
- 2- Obtenção da curva MTF confiável;
- 3- Opção para impressão do resultado;

Os cálculos para obtenção da curva MTF foram baseados na teoria apresentada no item 3.3.5, o software apresenta como resposta além da Curva MTF, as curvas intermediárias do cálculo que são a ESF e LSF.

O objeto escolhido para entrada do sistema é o padrão conhecido como *Edge Source*, ou seja, um par de barras, uma preta e uma branca, como mostrado na figura Figura 3-25. O padrão do par de barras foi escolhido como objeto pela facilidade de implementação na realização dos testes e facilidade de desenvolvimento dos algoritmos de processamento dos cálculos computacionais.

A Figura 4-1(a) apresenta o objeto e a Figura 4-1(b) apresenta a imagem formada por um dos equipamentos avaliados. Observe a distorção na imagem que foi causada pelo sistema.



**Figura 4-1 : a) Objeto usado no teste, b) Imagem obtida.**

Passo 1) Abertura e recorte da imagem

Passo 2) Conversão da Imagem na Matriz ESF.

Passo 3) Diferenciação da Matriz ESF.

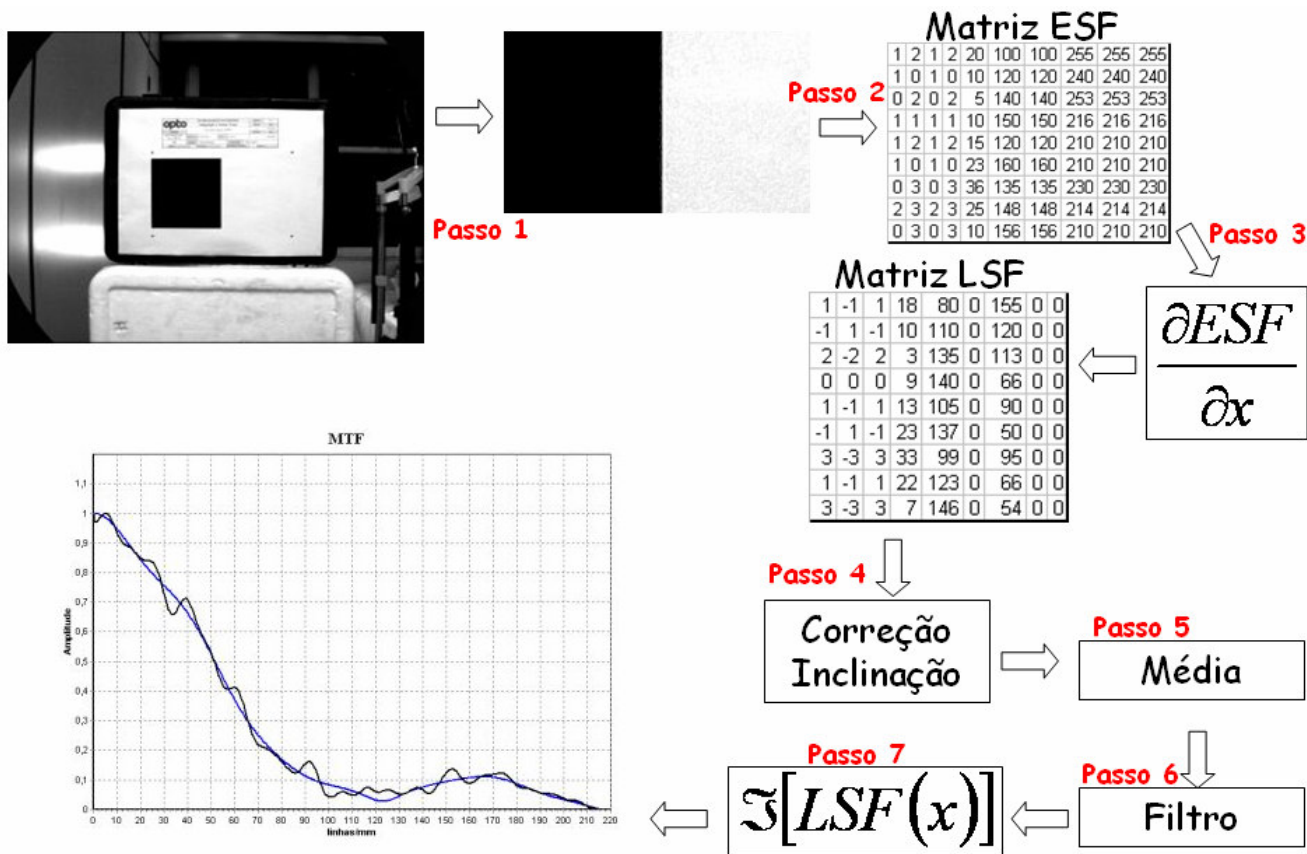
Passo 4) Correção do efeito de inclinação na Matriz LSF.

Passo 5) Cálculo da média da Matriz corrigida LSF.

Passo 6) Filtragem do sinal.

Passo 7) Aplicação da Transformada de Fourier.

A Figura 4-2 apresenta um diagrama ilustrativos dos passos da estrutura do software desenvolvido.



**Figura 4-2 : Diagrama Ilustrativo da Estrutura do Software.**

No Passo 1, a imagem obtida pelo CCD, é aberta e apresentada na tela do programa. O programa só aceita imagens do tipo bitmap, para imagens de outro tipo o programa envia uma mensagem de erro e retorna a espera da abertura de uma outra imagem. Na imagem aberta o programa reconhece onde ocorre o degrau, a passagem da faixa preta para a faixa branca, e faz um recorte na imagem centralizando o degrau no centro deste recorte.

No Passo 2 a área recortada da imagem é convertida numa matriz de intensidade de valores de níveis de cinza de 0 a 255, na qual 0 representa a cor mais escura e 255 a cor mais clara. Para esta conversão foram utilizadas as funções *GetPixel* e *GetRValue* da linguagem C++. Cada linha desta matriz representa uma função de espalhamento do degrau (ESF). Em seguida faz-se uma média destas linhas, coluna a coluna, o vetor resultante será uma ESF média da imagem e esta função é apresentada num gráfico para que o operador do programa possa acompanhar os passos dos cálculos realizados.

No Passo 3 faz-se uma diferenciação discreta da Matriz ESF usando um filtro de convolução com o template  $(-1/2, 0, 1/2)$ . Método de diferenciação utilizado por (Buhr et al 2003a, 2003 b) apresentado em [Ehsan et al 2005]. O resultado desta derivada é a Matriz LSF, na qual cada linha representa uma LSF.

No Passo 4 o programa realiza um algoritmo para corrigir o efeito de inclinação na passagem do degrau acarretado pela modulação de sistemas em cascata como mostrado na **Figura 3-19**. Esse algoritmo consiste em

detectar o valor máximo de cada linha da Matriz LSF e descolar cada linha centralizando este valor no meio do vetor. Como cada linha da Matriz LSF representa a derivada, ao identificar o valor máximo estamos identificando a maior variação ocorrida na Matriz ESF, ou seja, o degrau. Assim a Matriz LSF é deslocada linha a linha, e o efeito da inclinação é corrigido. A matriz resultante é a Matriz corrigida LSF.

No Passo 5 é calculado a média das linhas da Matriz corrigida LSF, coluna a coluna, o vetor resultante, Vetor LSF, e uma LSF média da imagem e sem o efeito de inclinação.

No Passo 6 é feita uma filtragem do sinal para eliminar os ruídos. Aplica-se uma janela ao Vetor LSF a qual seleciona os valores centrais do vetor que correspondem ao pico da LSF e seus valores adjacentes. Em seguida acrescenta-se uma longa sequência de zeros no início e no fim do vetor. O novo vetor é chamado de Vetor corrigido LSF. Este é apresentado em um gráfico e é utilizado nos passos seguintes do programa.

No passo 7 aplica-se a Transformada de Fourier no Vetor corrigido LSF. O módulo da Transformada de Fourier do Vetor corrigido LSF equivale ao MTF. O resultado obtido é normalizado em seu valor da frequência zero, ou seja,  $MTF(0)=1$  [8]. A curva de MTF é apresentada num gráfico e está pronta para análise.

## **4.2 Procedimentos de Testes**

### **4.2.1 Teste de Validação do Software**

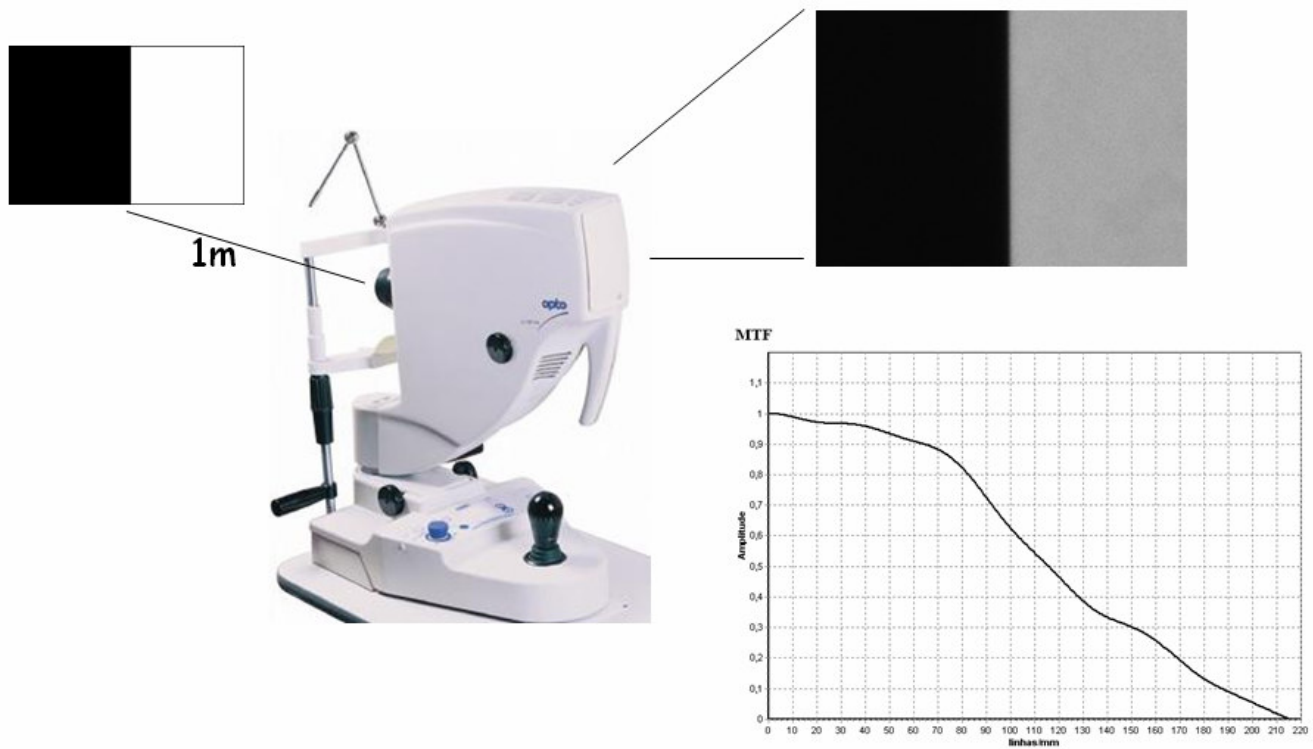
A curva de MTF obtida pelo programa desenvolvido foi comparada à resposta do programa Optomatic. O Optomatic versão SP 1 da Trioptics é um instrumento de teste ópticos utilizado por várias empresas da área óptica para realização de medidas de MTF com precisão. A escolha por este programa se deve ao fato que ele é comumente utilizado como instrumento de validação de softwares de testes ópticos e pela disponibilidade do uso deste na empresa na qual o projeto foi desenvolvido.

### **4.2.2 Teste de obtenção da imagem**

O intuito do teste de MTF está relacionado ao controle de qualidade dos equipamentos de retinografia digital, ele deverá ser aplicado mesmo aos equipamentos que já foram vendidos, e que estão espalhados em diversos hospitais e clínicas pelo Brasil todo. Por isso sua aplicação deve ser muito simples e o menos dependente do fator humano possível.

Como já explicado anteriormente pela facilidade de reprodução foi escolhido como objeto um alvo em forma de um par de barras, uma preta e uma branca. Este alvo é levado até as clínicas e com o equipamento que se deseja analisar tira-se uma foto deste a uma distância padronizada de 1 metro. A sala onde será realizado o teste deve estar com a lâmpada acesa, esta é uma forma de padronizar os testes.

Para cada equipamento obtêm-se imagens em cinco posições diferentes. Com o alvo na posição central, central-esquerda, central-direita, superior e inferior. O objetivo é verificar a qualidade das imagens produzidas nas bordas.



**Figura 4-3 : Procedimento de aquisição da imagem de teste**

Para que o programa consiga identificar em qual posição foi realizada a fotografia e realizar o corte da imagem descrito no Passo 1 do item 4.1.2, há quatro pontos no alvo, um em cada quina do padrão de barra, para que na execução do programa estes pontos sejam selecionados facilitando a identificação da função de espalhamento do degrau na imagem.

## 5 Resultados e Discussões

Ao longo de todo o desenvolvimento do software foram realizados inúmeros testes para verificar o funcionamento das rotinas do programa, o processo de desenvolvimento do mesmo levou cerca de seis meses, incluindo o tempo gasto no estudo da teoria envolvida para a construção do mesmo até a data da validação do software. Os três meses restantes do projeto foram usados para realização de testes com equipamentos já vendidos e utilizados em clínicas e hospitais em diversos estados brasileiros.

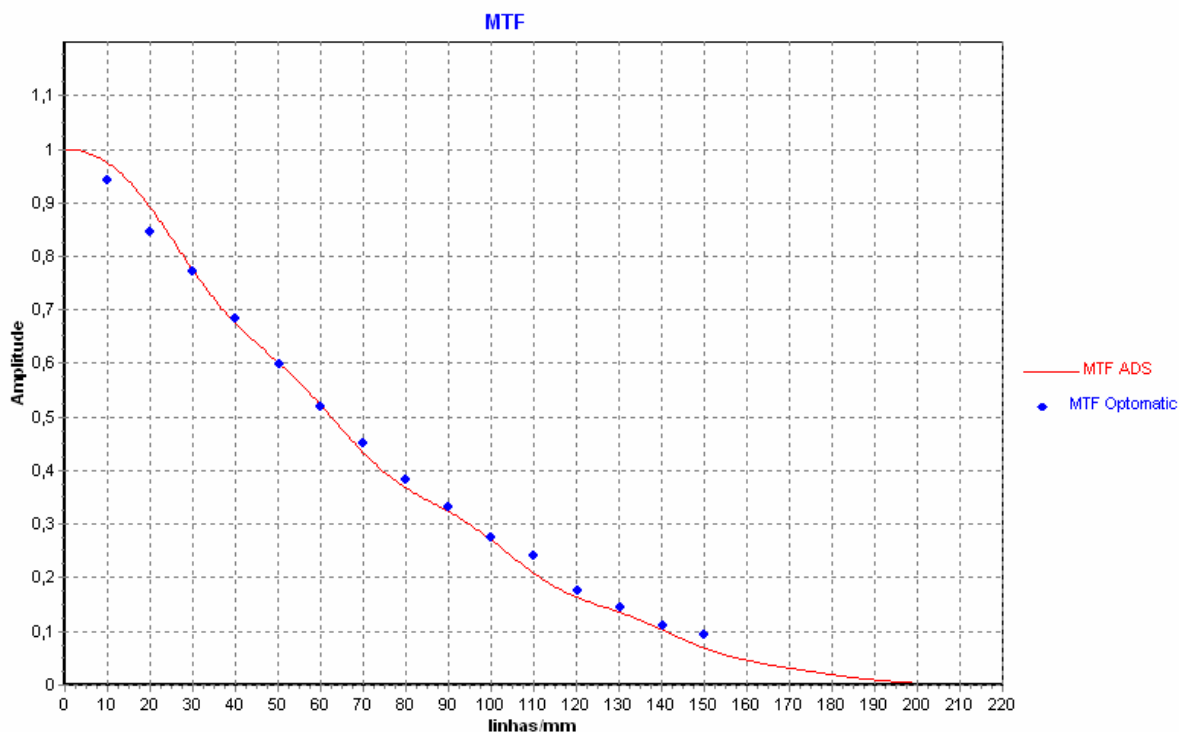
A validação serviu para confirmar que os métodos matemáticos utilizados e os algoritmos desenvolvidos estavam corretos. No entanto após esta validação, frequentemente modificações têm sido realizadas a fim de melhorar cada vez mais as funções que o software oferece e a forma de apresentação dos resultados.

### 5.1 Validação do Software

Após os seis meses de desenvolvimento do software obteve-se uma curva de MTF aceitável sem ruídos e com valores dentro do esperado. Até chegar a este ponto inúmeras alterações foram feitas sempre recorrendo a alguma literatura para estudar a eficiência de algum outro método e formas de eliminar os ruídos e melhorar o sinal.

Quando a curva de MTF finalmente ficou como apresentado nas bibliografias realizou-se um teste para validação do software. Utilizou-se para este o programa Optomatics, já citado anteriormente.

O teste de MTF foi realizado utilizando uma câmera Lumenera modelo LU130C. A curva obtida pelos dois programas foram bem próximas, o erro médio quadrático da curva do MTF ADS e a curva do Optomatics foi apenas de 1,84% . Este resultado é apresentado na figura abaixo.



**Figura 5-1 : Resultado de MTF do MTF ADS com pontos dos valores obtidos pelo Optomatic**

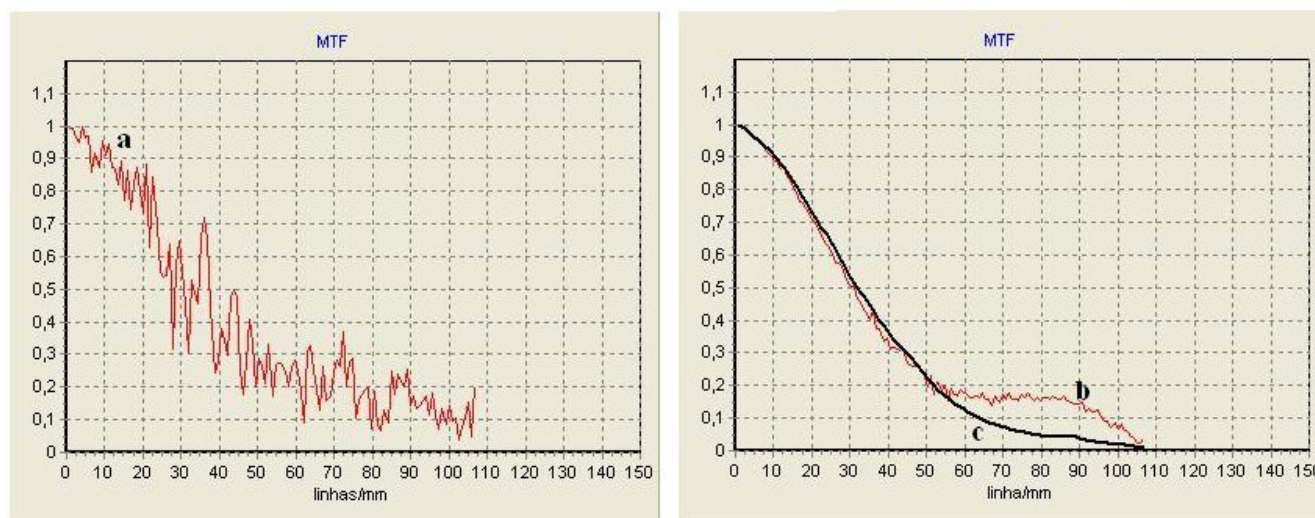
O resultado apresentado foi muito bom e o programa foi considerado pelos Engenheiros do Departamento de PeD da empresa como produto validado.

Em seguida testes começaram a ser realizados com equipamentos da empresa e melhorias ainda têm sido feitas no software.

## 5.2 Obtenção do MTF

Para se chegar na Estrutura de Software apresentada no item 4.1.2 muitos testes foram realizados até que se encontrasse o melhor método de obtenção do MTF a partir dos requisitos estabelecidos e ferramentas disponíveis.

Na estrutura inicial do programa não existiam os Passos 4 e 5 . A Figura 5-2 mostra a importância de se fazer a média e a correção do efeito de inclinação na Matriz LSF.

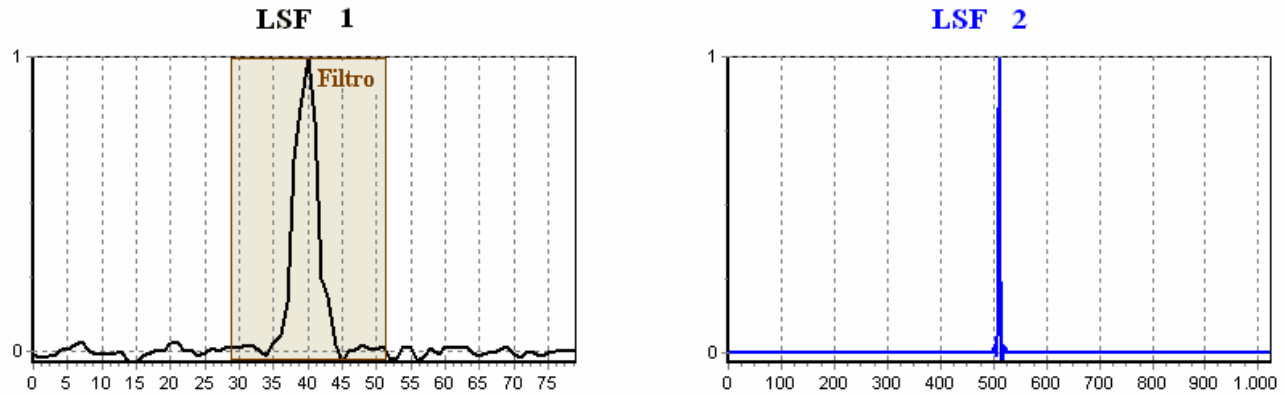


**Figura 5-2 : Curvas de MTF para diferentes algoritmos**

A curva “a” mostrada na Figura 5-2 apresenta uma curva de MTF obtida a partir de uma linha central da Matriz LSF, um único vetor representando uma LSF passou pela Transformada de Fourier e foi apresentado no gráfico, nesta seqüência de métodos não ocorreu a execução dos passos 4 e 5. Ao aplicar a média na Matriz LSF da curva “a” obtemos como MTF a curva “b”, observe como melhora o resultado. A curva “c” mostra o resultado obtido ao acrescentar ao método o algoritmo de correção do efeito de inclinação, correspondente ao passo 4 do item 4.1.2.

A média e a correção da inclinação realizadas na Matriz LSF melhora muito o resultado como pode ser visto na figura anterior, mas quando se começou a trabalhar com testes reais, percebeu-se que somente estas duas correções não eram suficientes para apresentar uma curva de MTF bem definida. Pois a média apenas representa a média de todas as linhas da matriz, ela não altera os dados, se toda a matriz estiver com ruído a média não corrigirá isso. O mesmo pode ser dito para a correção do efeito de inclinação, este algoritmo alinha a transição do preto para o branco, mas não acarreta nenhuma melhoria quanto ao ruído existente fora da faixa de transição.

A figura a apresenta uma LSF corrigida pelos algoritmos dos passos 4 e 5 e Figura 5-3 (b) apresenta uma LSF corrigida pelos passos 4, 5 e 6.

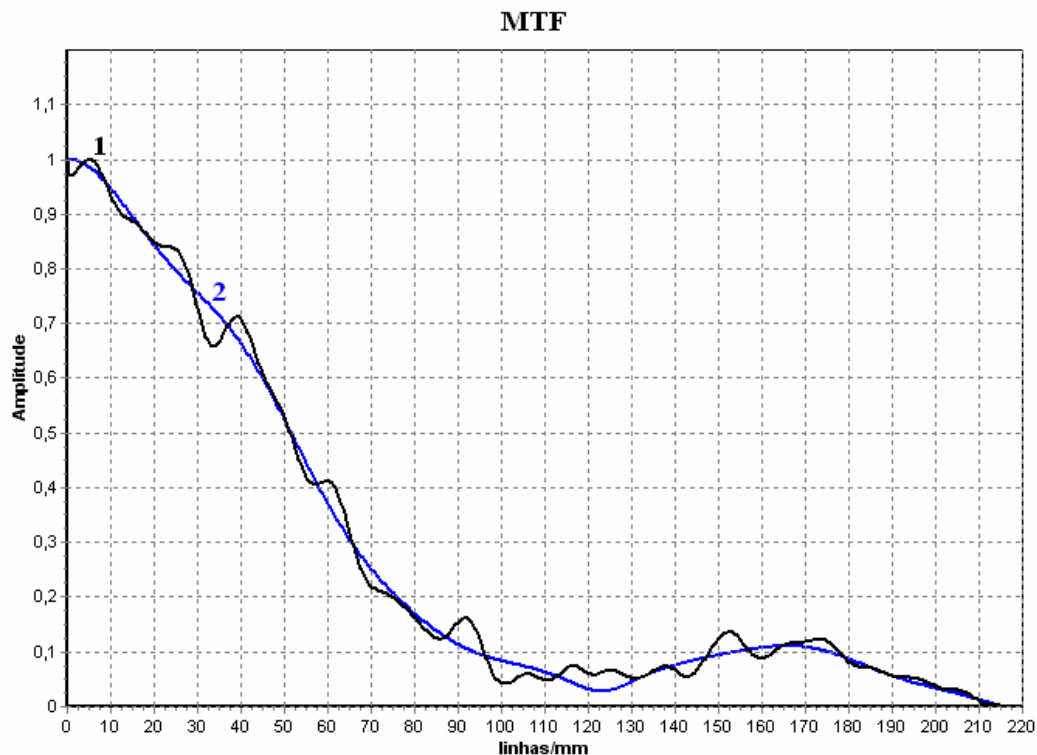


**Figura 5-3 : Curvas de LSF. (a) Sem filtragem.(b) Após aplicação do Passo 7 com filtragem**

A idéia da filtragem realizada no passo 6 surgiu após a leitura do artigo de EHSAN et al,2005, neste artigo são comparados diversos algoritmos diferentes para se obter a curva de MTF, num dos algoritmos apresentados utiliza-se desta filtragem para melhorar a curva de saída.

Neste passo um filtro de janela de largura 24 elementos seleciona a região que interessa da “LSF 1, a região central, na qual ocorre a função impulso. “LSF 1” é transformada num vetor de 1024 elementos. Um filtro de janela de largura 24 elementos seleciona a região que interessa da LSF 1, e em seguida o início e fim do vetor é preenchido com elementos de valor zero. (Reichenbach et al 1991). Observe que após a passagem deste filtro a LSF 2 se aproxima ainda mais de uma função impulso unitário.

A Figura 5-4 apresenta a curva MTF correspondente a LSF 1 e 2 apresentadas.



**Figura 5-4 : MTF correspondente das curvas LSF1 e LSF2**

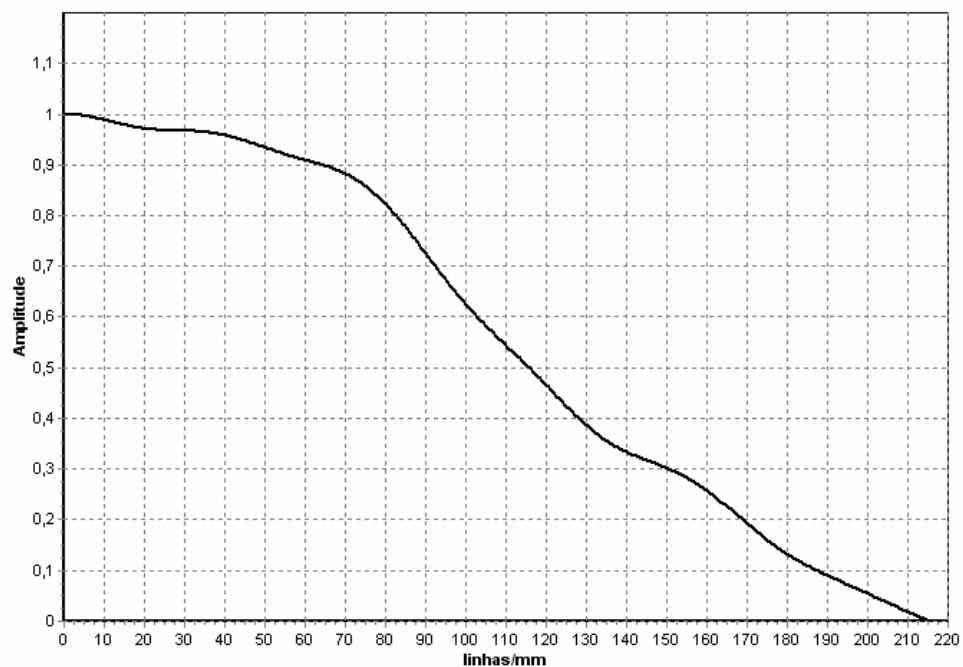
### 5.3 Testes realizados com os Equipamentos

Durante o desenvolvimento do equipamento o poder de resolução de seu sistema óptico foi estabelecido em torno de 0,02mm, que corresponde a metade do tamanho de uma veia estreita da retina CARVALHO, 2006. Em termos de contraste significa dizer que o equipamento tem que permitir enxergar na imagem com nitidez uma linha de 0,02mm, ou seja um valor de MTF superior a 50% na frequência de 50 linhas/mm.

Após a validação do software, testes foram realizados com diversos equipamentos algumas curvas obtidas são apresentadas a seguir.

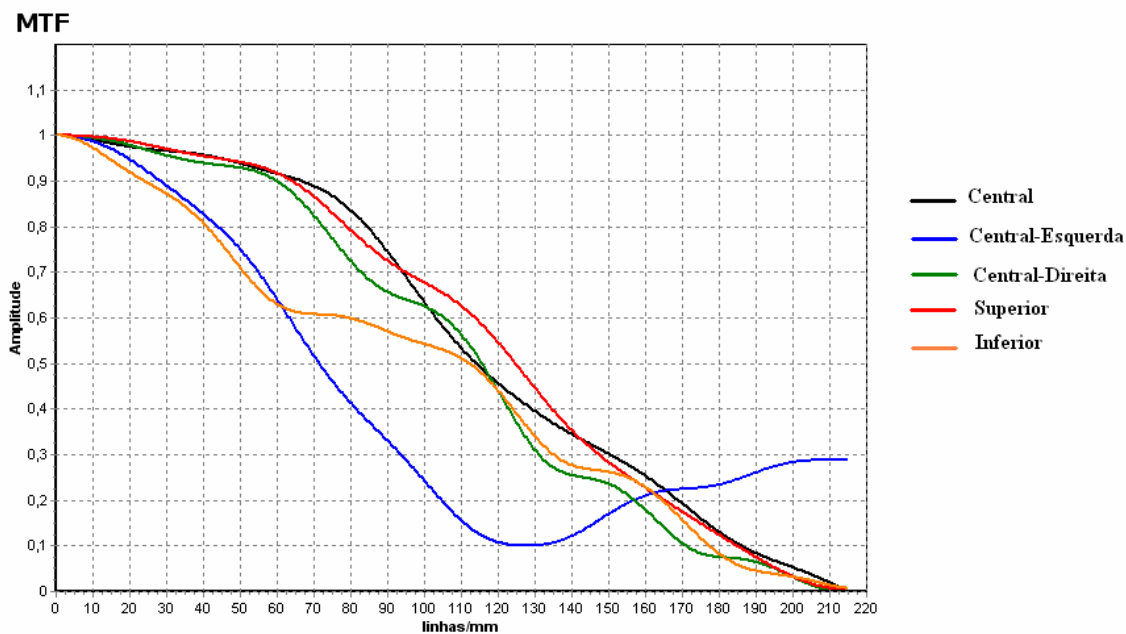
A Figura 5-5 mostra a curva de MTF obtida de um equipamento considerado bom. Observe que para a frequência de 50 linhas/mm temos uma modulação maior que 90%.

### MTF



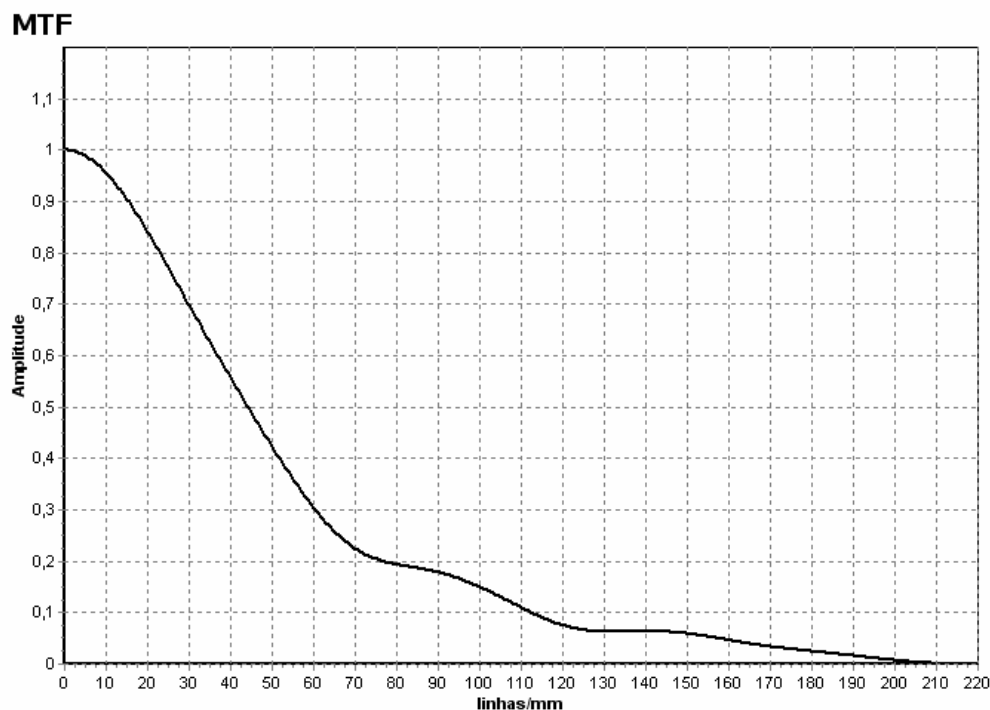
**Figura 5-5 : MTF de um equipamento bom**

Um mesmo equipamento pode apresentar variações no MTF, conforme indica o teste descrito em 4.2.2, o qual avalia as bordas da imagem. A curva de MTF apresentada acima foi obtida colocando-se o alvo no centro da imagem, para situações com o alvo na borda da imagem a curva de MTF apresenta uma pequena variação. A Figura 5-6 apresenta os valores de MTF do mesmo equipamento no mesmo teste para todas as posições citadas em 4.2.2.



**Figura 5-6: Variação das curvas de MTF conforme posição da formação da imagem**

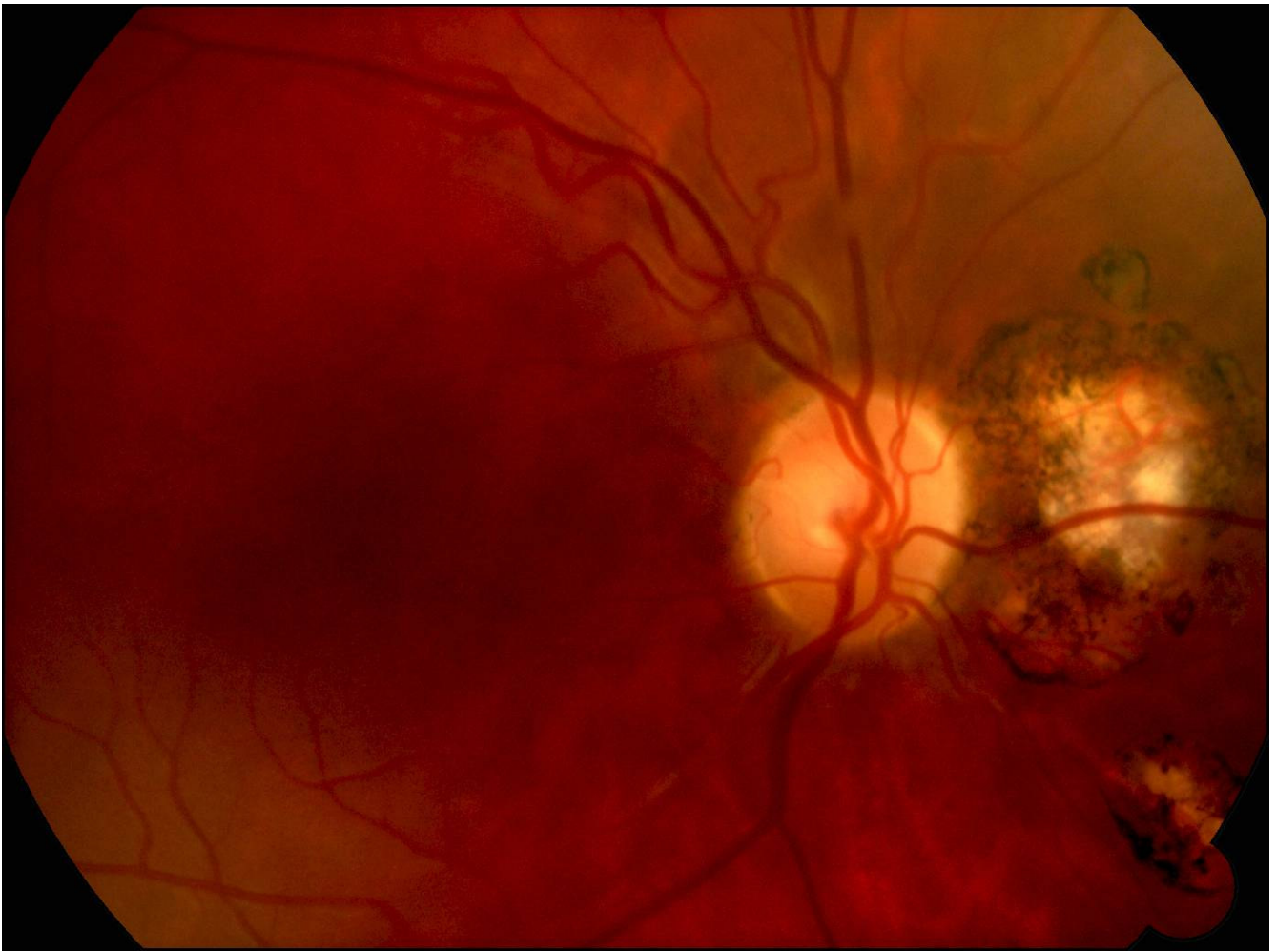
A Figura 5-7 mostra a curva de MTF obtida de um equipamento em processo de construção. O resultados obtido mostra que o equipamento não esta muito bom e precisa ser ajustado. Observe que para a frequência de 50linhas/mm temos uma modulação menor que 50%.



**Figura 5-7 : MTF de um equipamento com desempenho ruim**

Os fatores que podem ter acarretado o valor deste MTF são inúmeros, e não coube a este projeto a análise destes fatores.

Para exemplificar a importância de se calcular o MTF e manter um controle de qualidade do equipamento apresentam-se nas figuras abaixo exemplos de retinografias obtidas com equipamento bom e outra com equipamento considerados insatisfatórios.



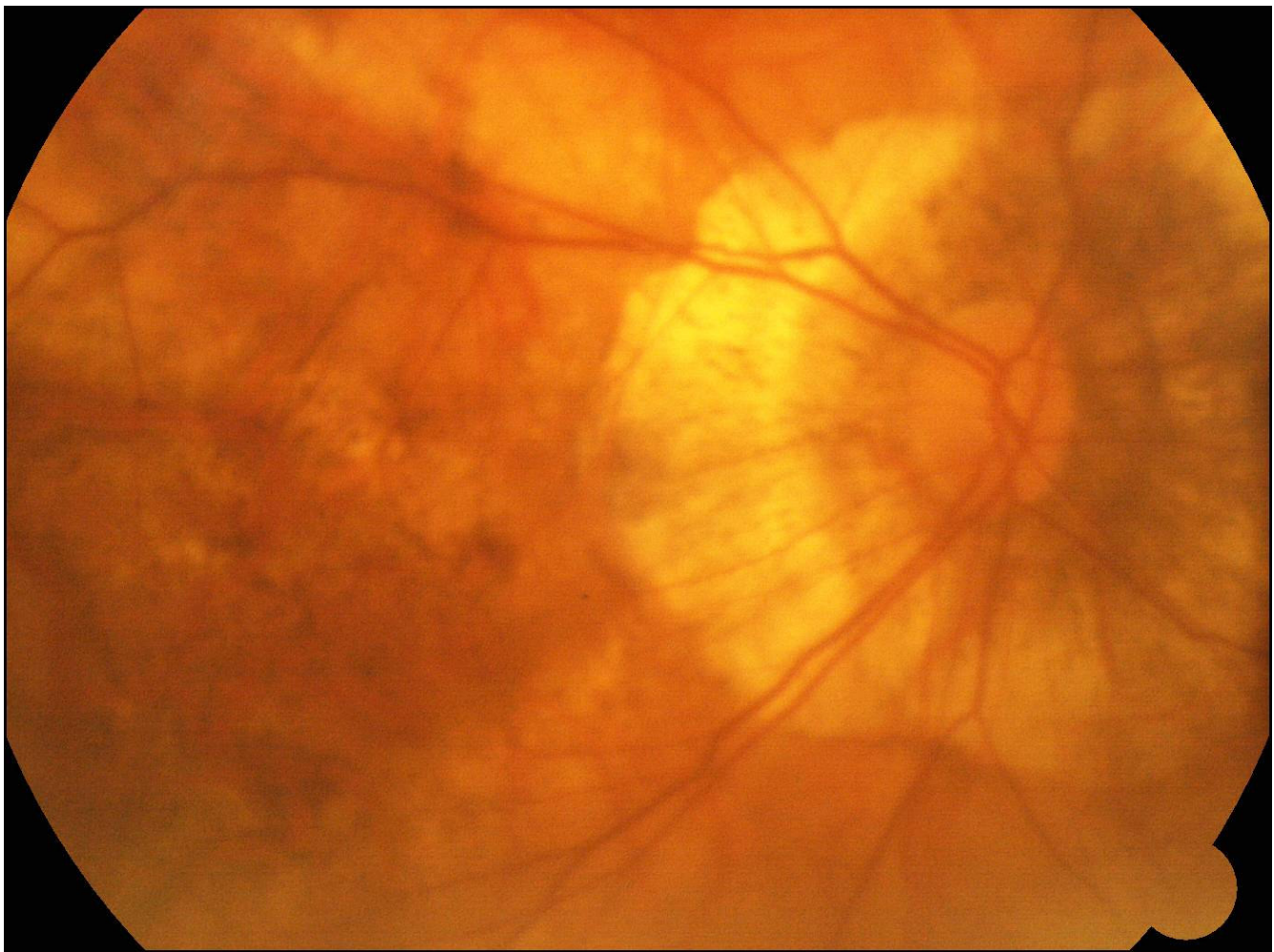
**Figura 5-8 : Retinografia Colorida obtida com um equipamento com bom desempenho(1).**



**Figura 5-9 : Retinografia Colorida obtida com um equipamento com bom desempenho (2).**



**Figura 5-10 : Retinografia Colorida obtida com um equipamento com desempenho insatisfatório.(1)**



**Figura 5-11 : Retinografia Colorida obtida com um equipamento com desempenho insatisfatório.(2)**

Pelas imagens de retinografias apresentadas acima se percebe a diferença na nitidez da imagem entre um equipamento com bom desempenho e com baixo desempenho.

Mais testes serão realizados com este programa a fim de estabelecer uma curva MTF aceitável, a qual será utilizada como critério de avaliação e certificação de qualidade do equipamento.

Para a utilização do programa desenvolvido como ferramenta de teste de qualidade, um método padrão com mais restrições deverá ser aplicado para que todas as medidas sigam uma série de requisitos, como: distância do objeto ao equipamento, nível de iluminação do ambiente, filtro do equipamento utilizado, entre outros.

A padronização da medida é fundamental para que se possa criar um método confiável, uma vez que a classificação dos equipamentos ocorrerá por comparação.

## 6 Conclusão e Sugestões

O objetivo do projeto foi alcançado, o software para cálculo de MTF, a fim de avaliar a qualidade de imagens formadas pelos equipamentos de retinografia digital da família OPTO ADS foi desenvolvido e funcionou apresentando ótimo desempenho.

Os testes de análise dos equipamentos fabricados já começaram e o resultado obtido até agora foi que a maioria dos equipamentos analisados da família OPTO ADS apresentarão bom desempenho. Esta implementação do software no controle de qualidade do equipamento representará para a empresa uma grande redução de gastos com manutenção, pois o equipamento será analisado assim que terminar a sua montagem, então antes da venda e do envio do equipamento para qualquer lugar o mesmo já terá sido analisado e em caso de um resultado não satisfatório, o problema será corrigido. Isso acarretará uma grande economia do que é gasto com viagens para manutenção do equipamento em diversos lugares do mundo, gastos com assistentes técnicos e até mesmo o alto custo da troca de equipamentos poderá ser evitado com o uso deste software, uma vez que o problema será identificado na fábrica e não no consultório do cliente, como ocorre atualmente.

O software desenvolvido envolveu a necessidade de muito estudo da teoria de Funções de Transferências Ópticas envolvidas em métodos de análise de qualidade de imagem, bem como seus diferentes métodos de cálculos adotados por diversos pesquisadores. A principal contribuição deste estudo é sem dúvida o conhecimento adquirido e o domínio da técnica de obtenção da curva MTF, uma ferramenta muito importante para análise de qualidade dos mais diversos sistemas de formação de imagens.

Além deste conhecimento teórico ressalta-se também a importância de se desenvolver um projeto com alta aplicabilidade em diversas áreas, este projeto pode ser utilizado por empresas fabricantes de equipamentos similares, bem como pode ser adaptado para equipamentos com outros princípios de formação de imagens médicas, como por exemplos equipamentos de raios-X, mamógrafos digitais, etc. A aplicação do método desenvolvido se estende além da área médica, podendo ser utilizado na avaliação de qualquer sistema óptico com suas devidas adaptações, como ocorre atualmente dentro da empresa na qual um software similar é utilizado para análise de MTF das câmeras MUX e WFI que estão sendo desenvolvidas pela OPTO ELETRÔNICA e farão parte dos satélites CBERS 3 e 4.

Deixam-se como sugestões para pesquisas futuras na área o estudo da influência de circuitos eletrônicos bem como da eletrônica do CCD em equipamentos de formação de imagens. Uma análise mais detalhada de MTF de sistemas compostos aproveitando a propriedade da convolução para resolver problemas em cascata, com o intuito de se identificar os componentes limitantes do sistema e assim determinar os fatores que mais contribuem para a modulação do sistema. Para a validade destes estudos melhorar os procedimentos de testes, estes deverão ser criteriosamente elaborados, para diminuir ao máximo a influência do meio e do operador nos resultados.

## 7 Referências Bibliográficas

- [1] BACKMAN, S.M.; MAKYNEN, A.J. Random target method for fast MTF inspection. **Optics Express**. v.12, n.12, p.2610-2615, jun. 2004.
- [2] BERNARDES, R.; LOBO, C.; CUNHA-VAZ, J.G. Multimodal macula mapping: a new approach to study diseases of the macula. **Survey of Ophthalmology**. v.47, n.6, p.580-589, nov.-dec. 2002.
- [3] BOREMAN, G.D. **Modulation Transfer Function in Optical and Electro-Optical Systems**. Bellingham, SPIE Press, 2001.110p.
- [4] CARVALHO, E.G. **Desenvolvimento de um sistema óptico para retinografia e angiografia digital**. 2006. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.
- [5] COLTMAN, J.W. The specification of imaging properties by response to a sine wave input. **Journal of the Optical Society of America**. v.44, n.6, jun. 1954.
- [6] DANTES, D.; SIQUEIRA, R.C. **Angiografia da Retina**. Revinter, 2004.
- [7] DESMETTRE, T; DEVOISSELLE, J.M.; MORDON, S. Fluorescence properties and metabolic features of Indocyanine Green (ICG) as related to angiography. **Survey of Ophthalmology**. v.45, n.1, p.15-27, jul.-aug. 2000.
- [8] EHSAN, S.; BUHR, E.; GRANFORS, P.; VANDENBROUCKE, D.; WANG, X. Comparison of edge analysis techniques of the MTF of digital radiographic systems. **Physics in Medicine and Biology**. v.50, p.3613-3625, 2005.
- [9] FARDEAU, C.; HERBOT, C.P.; KULLMANN, N.; QUENTEL, G.; LeHOANG, P. Indocyanine Green Angiography in Birdshot Chorioretinopathy. **Ophthalmology**. v.106, n.10, p1928-1934, oct. 1999.
- [10] HARRIS, A.; CHUNG, H.S.; CIULLA, T.A.; KAGEMANN, L. Progress in measurement of ocular blood flow and relevance to our understanding of glaucoma and age-related macular degeneration. **Progress in Retinal and Eye Research**. v.18, n.5, p.669-687, apr. 1999.
- [11] HOLZ, F.G.; JORZIK, J.; SCHUTT, F.; FLACK, U. UNNEBRINK, K. Agreement among ophthalmologists in evaluating fluorescein angiograms in patients with neovascular age-related macular

degeneration for photodynamic therapy eligibility (FLAP- Study). **Ophthalmology**. v.110, n.2, p400-405, feb. 2003.

[12] LEVY, E. et al. Modulation transfer function of a lens measured with a random target method. **Applied Optics**. v.38, n.4, p.679-683, fev. 1999.

[13] LUCKE, R.L. Deriving the Coltman correction for transforming the bar transference function to the optical transfer function (or the contrast transfer function to the modulation transfer function). **Applied Optics**. v.37, n.31, nov. 1998.

[14] OLSEN, T.W.; FENG, X.; KASPER, T.J.; RATH, P.P. Fluorescein angiographic lesion type frequency in neovascular age-related macular degeneration. **Ophthalmology**. v.111, n.2, p.250-255, feb. 2004.

[15] OPTIKOS CORPORATION. **How to measure MTF and other properties of lenses**. 2<sup>nd</sup> revision. Cambridge: Optikos Corporation, 1999. 56p.

[16] PARK, S.K.; SCHOWENGERDT, R.; KACZYNSKI, M. Modulation-transfer-function analysis for sampled image systems. **Applied Optics**. v.23, n.15, p.2572-2582, ago. 1984.

[17] SLAKTER, J.S.; CARVALHO, C.; COLEMAN, H. The digital angiography reading center (DARC) role in the anecortave acetate clinical trials. **Survey of Ophthalmology**. v.52, p.S91-S98, jan. 2007. Supplement.

[18] SMITH, W. J. **Modern optical engineering**: the design of optical systems. 3<sup>rd</sup> Edition. New York. McGraw-Hill, 2000. 617p.

[19] TRANOS, P.G.; WICKREMASINGHE, S.S.; STANGOS, N.T.; TOPOUZIS, F.; TSINOPOULOS, I.; PAVESIO, C.E. Macular edema. **Survey of Ophthalmology**. v.49, n.5, p.470-490, sep.-oct. 2004.

#### **Sites consultados**

[20] Material Didático SEL 5708 - Avaliação da Qualidade de Imagens. <http://www.sel.eesc.sc.usp.br/homero/>

[21] Understanding resolution and MTF. Disponível em:

<<http://www.normankoren.com/Tutorials/MTF.html>>. Acesso em: 01 nov. 2007

[22] Melles Griot Optics Guide - Modulation Transfer Function . Disponível em:

<[http://www.mellesgriot.com/products/optics/os\\_2\\_2.htm](http://www.mellesgriot.com/products/optics/os_2_2.htm)>. Acesso em 01 nov. 2007