UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE FÍSICA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE FÍSICA E INFORMÁTICA

SISTEMA DE MEDIDAS DE ÁREAS DE ÚLCERAS DE CÓRNEA E ACOMPANHAMENTO DE SUAS EVOLUÇÕES PARA SER UTILIZADO EM HOSPITAIS

USP/IFSC/SBI
8-2-001240

Caio Chiaradia

Dissertação apresentada ao Instituto de Física de São Carlos, da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Mestre em Ciências: Física Aplicada – opção: Física Computacional

Orientadora: Profa. Dra. Liliane Ventura

São Carlos
1998

IFSC-USP SERVIÇO DE BIBLIOTECA E INFORMAÇÃO

Chiaradia, Caio

Sistema de medidas de áreas de úlceras de córnea e acompanhamento de suas evoluções para ser utilizado em hospitais /Caio Chiaradia.—São Carlos, 1998.
140 p.

Dissertação (Mestrado)—Instituto de Física de São Carlos, 1998.

Orientadora: Profa. Dra. Liliane Ventura

1. Imagens Oculares 2. Física Oftálmica
I. Título.

UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO
Instituto de Física de São Carlos
E-mail: wladerez@if.sc.usp.br

Av. Dr. Carlos Botelho, 1465
CEP 13560-250 - São Carlos - SP
Brasil

Fone (016) 273-9333
Fax (016) 272-2218

MEMBROS DA COMISSÃO JULGADORA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DE CAIO CHIARADIA APRESENTADA AO INSTITUTO DE FÍSICA DE SÃO CARLOS, DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, EM 02 DE OUTUBRO DE 1998.

COMISSÃO JULGADORA:

Dra. Liliane Ventura Schiabel/FMRP-USP

Prof. Dr. Valentin Obac Roda/IFSC-USP

Prof. Dr. Sidney Júlio de Faria e Sousa/FMRP-USP

Aos meus pais, incansáveis na tarefa de proporcionar-me um futuro melhor e eternos em meu coração.

A todos os professores, que sempre compartilham conosco seu mais valioso tesouro: o conhecimento.

Agradecimentos

Pensando em quem agradecer, decidi por fazer àqueles cuja ausência tornaria tecnicamente impossível o desenvolvimento desse trabalho. Dessa maneira, não pode deixar de constar aqui as organizações que mantêm as estruturas das quais usufruí. Agradeço ao CNPq pelo auxílio financeiro, à FAPESP pela estrutura do Laboratório de Física Oftálmica (processo nº:95/9702-8), ao Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto pela utilização da estrutura do Ambulatório de Doenças Oculares Externas e de seu Banco de Olhos.

Menos friamente, contudo com a mesma importância capital, quero agradecer à todas as pessoas que concretizaram comigo esse sonho. Essa talvez seja a tarefa mais difícil a ser cumprida em todo esse trabalho. Sem dúvida, não agradecê-las individualmente é uma grande injustiça, entretanto, isso faria desse texto o maior de toda dissertação. Por favor, perdoem-me torná-los anônimos e recebam os meus mais sinceros agradecimentos.

Em especial, agradeço ao pessoal lá no décimo segundo andar do HC. Obrigado a vocês, amigos do Banco de Olhos e do Laboratório de Física Oftálmica, pelo paciência, amizade e carinho.

Agradeço,

à Aline, pelo apoio cotidiano, infalível e imprescindível;

à Liliane, pela amizade, orientação, por centenas de lições ensinadas e pela confiança depositada;

ao Dr. Sidney pela orientação e amizade;

Com todos, tenho uma dívida incomensurável, Obrigado.

Sumário

INTRODUÇÃO ____ *1*

Objetivos ____ 2

Tópicos Abordados ____ 3

CAPÍTULO I – Revisão Bibliográfica ____ *4*

1. Estado Atual da Arte ____ **4**

1.1 Métodos de medidas da evolução de úlceras de córnea, utilizados atualmente, e de algumas outras medidas corneanas. ____ 4

2. O Sistema Ótico do Olho Humano ____ **8**

2.1 Os Componentes do Olho Humano ____ 9

2.1.1 Retina ____ 9

2.1.2 Córnea ____ 9

2.1.3 Câmara Anterior ____ 11

2.1.4 Íris ____ 12

2.1.5 Cristalino ____ 12

2.1.6 Corpo Ciliar ____ 12

2.1.7 Corpo Vítreo ____ 13

3. As Úlceras de Córnea ____ **13**

3.1 Definição ____ 13

3.2 Evolução Clínica ____ 15

3.3 Avaliação Clínica 16

3.4 Procedimento Clínico Usual para Isolar a Úlcera 18

4. As Cores e sua Codificação pelo Computador 19

4.1 Fundamentos das Cores 19

4.1.1 Os Modelos de Codificação de Cor 21

4.1.1.2 O Sistema RGB 21

4.1.1.3 O Sistema HSI 25

4.1.1.4 A Conversão entre os Sistemas RGB e HSI 27

4.1.1.5 O Sistema YIQ 29

***CAPÍTULO II - Materiais e Métodos* 31**

5. O Sistema Desenvolvido 31

5.1 Sistema 31

5.1.1 A Lâmpada de Fenda 32

5.1.2 O Separador de Feixes e o Sistema Ótico para CCD 34

5.1.3 A Câmera CCD 35

5.1.4 A Placa Digitalizadora de Imagem 36

5.1.4 O Padrão de Vídeo 37

5.2 Qualidade da Imagem 38

6. A Informatização do Sistema 42

6.1 O "Software" 42

6.2 O Banco de Dados 44

6.2.1 Requisitos 44

6.2.2 Estrutura 45

6.2.2.1 A Tabela Paciente 45

6.2.2.2 A Tabela Médico 46

6.2.2.3 A Tabela Úlcera 48

6.2.2.4 A Tabela Consultas 49

6.2.2.5 Outras Tabelas 50

6.3 A Determinação da Área 51

6.3.1 O Método Convencional 52

6.3.2 A Medida Automática da Área 53

6.4 Outras Rotinas 54

6.4.1 Medida Manual da Área 54

6.4.1.1 O Teorema de Green 55

6.4.2 A Determinação de Distâncias 56

6.4.2.1 O Teorema de Pitágoras 57

6.5 Calibração 58

6.6 A Manipulação da Cor e Imagem pelo Computador 60

7. O Processamento de Imagem 61

7.1 A Automação 61

7.2 O Processamento em Baixo Nível 62

7.3 O Processamento em Nível Intermediário 62

7.3.1 O Pré-processamento 63

7.3.1.1 O Limiar (*threshold*) 63

7.3.1.2 O Filtro da Mediana 65

7.3.2 A Segmentação 66

7.3.2.1 A Segmentação pelo Sistema HSI 67

7.3.2.2 A Segmentação pelo Sistema RGB 69

7.4 O Processamento em Alto Nível 69

7.4.1 O Reflexo ____ 71

8. O Controle externo ____ 76

8.1 O "Hardware" ____ 76

8.1.1 Requisitos ____ 76

8.1.2 A Entrada Serial ____ 77

8.1.3 O Schmitt-trigger ____ 78

CAPÍTULO III – Resultados ____ 82

9. Apresentação ____ 82

9.1 O Banco de Dados ____ 82

9.2 O "Hardware" ____ 86

9.3 A Automação ____ 86

9.4 A Precisão da Medida de Área ____ 87

9.5 A Precisão da Medida de Comprimento ____ 88

CAPÍTULO IV – Discussão e Conclusão ____ 90

10. Discussão ____ 90

10.1 O Banco de Dados ____ 90

10.2 O "Hardware" ____ 92

10.3 A Automação ____ 93

10.4 A Precisão do Sistema Convencional ____ 94

10.5 O Sistema Final ____ 96

11. Conclusão ____ 99

Apêndice I - A Lâmpada de Fenda ____ 102

1. O Biomicroscópio ____ 102

1.1 Princípio de Funcionamento ____ 103

1.2 Mudança de Aumento Galileana ____ 104

1.3 Resolução ____ 106

1.4 Brilho da Imagem ____ 108

1.5 Profundidade de Campo ____ 109

1.6 Sistema de Zoom ____ 110

2. Sistema de Iluminação ____ 110

3. Esquema Geral de uma Lâmpada de Fenda ____ 112

Bibliografia ____ 116

Lista de Figuras

Capítulo I

Figura 2.1: (a) Os principais componentes do olho humano; (b) O perfil de uma córnea mostrando suas camadas.

Figura 3.1: Úlcera de córnea esquematizada.

Figura 4.1: Representação do espectro eletromagnético na região da luz visível (400-700nm).

Figura 4.2: Representação de como algumas cores são obtidas com diversas combinações entre os componentes RGB: (a) cinza; (b) branco; (c) preto; (d) verde; (e) verde claro; (f) verde escuro.

Figura 4.3: Foto de uma imagem de úlcera corneana capturada e decomposta em sua três componentes básicas de cores: (A) Sem decomposição de cores; (B) Somente com o componente vermelho; (C) Somente com o componente verde; (D) Somente com o componente azul.

Figura 4.4: O diagrama de cromaticidade.

Figura 4.5: Representação da maneira pela qual os três valores do sistema HSI determinam um ponto no espaço tridimensional: (a) saturação e matiz; (b) intensidade.

Figura 4.6: A relação entre o sistema RGB e o HSI.

Capítulo II

Figura 5.1: Lâmpada de Fenda Topcon SL-7E utilizada no sistema.

Figura 5.2: (a) Adaptador ótico para imagem em LF no CCD encontrado no mercado; (b) Separador de feixes.

Figura 5.3: Câmera CCD Sony SSC-CD50 utilizada no sistema.

Figura 5.4: A placa digitalizadora de imagens utilizada.

Figura 5.5: Diagrama em blocos de um sistema hipotético que realiza medidas através de imagens.

Figura 5.6: Esquema que demostra o erro inserido em um sistema de baixa resolução.

Figura 6.1: A janela com dados do paciente.

Figura 6.2: A janela com dados do médico.

Figura 6.3: A janela com dados da consulta.

Figura 6.4: Estrutura geral do banco de dados.

Figura 6.5: Foto mostrando a imagem da úlcera, com um gabarito circular projetado e visualizado através das oculares da LF para estimar a extensão da lesão. (a) tamanho do modelo excessivamente grande; (b) tamanho adequado do modelo.

Figura 6.6: Foto, mostrando em detalhes o sistema de aquisição de imagem.

Figura 6.7: O Teorema de Pitágoras.

Figura 6.8: A medida da área de um contorno.

Figura 7.1: Histograma de intensidade.

Figura 7.2: As diversas etapas do pré-processamento: (a) a imagem original; (b) mesma imagem, após o limiar, em vermelho; (c) a imagem após o filtro da mediana; (d) a imagem original suprimindo os pontos irrelevantes.

Figura 7.3: A cores codificadas pelo sistema HSI.

Figura 7.4: O histograma de uma imagem típica capturada pelo sistema.

Figura 7.5: A imagem de uma úlcera com o reflexo sobreposto.

Figura 7.6: A imagem aquisicionada com um filtro interposto entre o olho e o detetor.

Figura 7.7 (a) O filtro utilizado (b): A curva de transmissão do filtro utilizado.

Figura 7.8: Imagem aquisicionada mostrando a presença do reflexo, ainda branco, com perda da definição da região ulcerada.

Figura 8.1: O pedal.

Figura 8.2: (a) Esquematização de um botão simples; (b) Interpretação errônea do sinal.

Figura 8.3: Alteração automática do limiar de entrada de um *schmitt-trigger*.

Figura 8.4: O circuito de um *schmitt-trigger*.

Figura 8.5: O laço de histerese do circuito *schmitt-trigger*.

Figura 8.6: O circuito final.

Capítulo III

Figura 9.1: A janela de obtenção das imagens e opções para o seu congelamento.

Figura 9.2: Janela referente à agenda eletrônica de consultas.

Figura 9.3: Resultados do processo de automação.

Capítulo IV

Figura 10.1: Imagem do perfil de uma córnea.

Figura 10.2: Casos especiais: (a) determinação da dimensão de um abcesso corneano; (b) lesões demarcadas com outro tipo de corante; (c) determinação da dimensão de um tumor; (d) determinação da área de uma sub-região.

Figura 10.3: (a) Foto da sala de espera do ambulatório de Oftalmologia do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto; (b) Foto do sistema sendo utilizado no ambulatório.

Apêndice I

Figura I.1: Esquema de um microscópio composto.

Figura I.2: (a) Sistema de um microscópio composto real utilizando o prisma de Porro (pp); (b) Esquema do funcionamento do prisma de Porro.

Figura I.3: Desenho esquemático de um telescópio de Galileo.

Figura II.1: Esquema do sistema de iluminação de Vogt.

Figura III.1: Desenho esquemático de uma lâmpada de fenda do tipo fabricada pela Carl Zeiss. O sistema de iluminação é colocado na parte inferior do equipamento.

Figura III.2: Lâmpada de Fenda (a) Haag Streit, com iluminação por baixo e (b) Carl Zeiss, com iluminação por cima.

Lista de Tabelas

Capítulo II

Tabela 6.1: Tabela com dados do paciente.

Tabela 6.2: Tabela com dados do médico.

Tabela 6.3: Tabela com dados da úlcera.

Tabela 6.4: Tabela com dados da consulta.

Capítulo III

Tabela 9.1: Resultados obtidos de medidas de área (A) em mm^2 no formato: média±desvio padrão, para os diâmetros conhecidos (D), para os vários aumentos da Lâmpada de Fenda.

Tabela 9.2: Resultados obtidos de medidas de comprimento (L) em mm no formato: média±desvio padrão, para os vários aumentos da Lâmpada de Fenda.

Tabela 10.1: A área medida por uma Lâmpada de Fenda para círculos projetados de diâmetros conhecidos pelo método convencional.

Lista de Abreviaturas

LF: Lâmpada de Fenda;

CCD: *Charged coupled device*

HC: Hospitaldas Clínicas

H: Hue

S: saturation

I: Intensity

R: Red

G: Green

B: Blue

Resumo

Foi desenvolvido um sistema inédito para diagnóstico e acompanhamento de Doenças Oculares Externas, particularmente de úlceras de córnea, e que foi implementado num Hospital-Escola para uso diário.

As úlceras de córnea, até então, eram avaliadas de forma subjetiva e qualitativa, estimando-se a extensão da área afetada. O indicativo de evolução do quadro clínico é basicamente a alteração da área afetada. Com o intuito de se poder avaliar a evolução desta patologia de forma quantitativa e padronizada, foi desenvolvido o presente sistema.

O sistema consistiu em acoplar a uma Lâmpada de Fenda (biomicroscópio ocular) um divisor de feixes e um sistema ótico, no caminho ótico onde os feixes da Lâmpada de Fenda são paralelos, de forma que a imagem proporcionada nas oculares da Lâmpada de Fenda é simultaneamente proporcionada num detector do tipo CCD. Esta câmera CCD foi acoplada a um micro computador do tipo PC, via uma interface comercial, e as imagens são disponibilizadas num monitor. Um *software* dedicado foi desenvolvido e possui as seguintes funções e características: reconhecimento automático e medidas das áreas de ulceração,

opcionalmente, medidas interativas de áreas quaisquer, medidas lineares interativas de comprimentos quaisquer e um amplo banco de dados dedicado a este setor da Oftalmologia. Ainda, todos os comandos podem ser realizados através do teclado ou do *mouse*, particularmente o de capturar imagem também pode ser acionado através de um pedal desenvolvido especialmente para o sistema.

O sistema apresentou uma precisão de 5% (o método convencional, para medidas de úlceras perfeitamente elípticas proporcionava uma precisão de no máximo 13%).

O protótipo do sistema está em uso rotineiro no Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto (ambulatório de Oftalmologia, setor de Doenças Oculares Externas), tem demonstrado excelente desempenho e estudos clínicos, agora proporcionados pela automação do sistema, começam a ser realizados.

Abstract

A system for diagnostic and follow up of External Ocular Diseases has been developed, particularly for Corneal Ulcers, and has been implemented in a Hospital-School for daily use.

The corneal ulcers, until then, have been evaluated in a subjective and qualitative way, just by estimating the affected area. Its clinical evolution is indicated by the increasing/decreasing of the affected area. In order to evaluate quantitatively and standardize the evolution of this pathology we have developed the present system.

The system consisted in attaching to a Slit Lamp (ocular biomicroscope) a beam splitter in the parallel rays optical path and an optical system, in order to provide simultaneously the ocular images to the Slit Lamp ocular lenses and to a CCD camera. The camera has been attached to a PC, via a commercial frame grabber and the images are displayed in a monitor. A dedicated software has been developed and it has the following functions and features: corneal ulcers self recognizing and area measurements, optional interactive area and extension measurement of any image and a data bank dedicated for this sector of the Ophthalmology. Also all the commands are available for key board or mouse clicking. Particularly, the image capturing

command can also be turned ON/OFF by clicking a pedal, which was specially developed for the system.

The precision of the measurements of the system is 5% (the conventional method , for perfect elliptical ulcer areas provides a maximum precision of 13%).

The system's prototype is being used in the Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto and it has presented excellent performance. Clinical studies are now being able to be done due to the automation of the clinical evaluations.

INTRODUÇÃO

Algumas condições agridem o epitélio corneano provocando solução de continuidade na córnea. Se, nessa situação, algum germe acesta-se no estroma desnudo, teremos configurada uma úlcera de córnea[1] de origem infecciosa. A úlcera é uma enfermidade particularmente grave pelo alto potencial de cegueira. Acontece que, mesmo quando curada, tende a deixar uma zona de opacificação suficientemente importante para dificultar a visão. Na verdade, nos países agrícolas de baixo nível sócio-econômico, essa enfermidade tende a responder por cerca de 1 a 5% das causas de cegueira uniocular[3] .

Na avaliação da resposta terapêutica das úlceras corneanas, entra em jogo uma série de variáveis clínicas, como o grau de infiltração de células inflamatórias no estroma, a profundidade e a extensão da ulceração. Todas essas variáveis são potencialmente difíceis de serem medidas, à exceção da extensão. Na verdade, um dos parâmetros mais utilizados pelo clínico na identificação de uma evolução favorável é a diminuição da área da úlcera[5]. No entanto, as medidas existentes para essa estimativa são rudimentares.

O procedimento adotado até hoje para medida dessas área é bastante subjetivo e apenas uma estimativa é realizada. O paciente é

analisado em uma Lâmpada de Fenda, que faz a função de um microscópio ocular. A úlcera é demarcada por colírios corantes e seus diâmetros de maior e menor extensões são estimados pela comparação feita com uma escala graduada (orifícios de graduações fixas), que faz parte da Lâmpada de Fenda. Assim, a área é inferida. Ocorre que , durante a período em que a lesão é tratada, ela é avaliada repetidas vezes e variações em sua área podem não ser detectadas, porém essas variações refletem a evolução e portanto o prognóstico da lesão.

Objetivos

Dado o problema supra citado, propusemo-nos a desenvolver um sistema de avaliação objetivo e eficaz, para aprimorar o diagnóstico e a avaliação da evolução de lesões corneanas, através da aquisição da imagem dessas lesões e subseqüente mensuração de suas dimensões.

Esse sistema é todo estruturado a partir de uma Lâmpada de Fenda que possua ao longo de seu caminho ótico um intervalo onde os feixes luminosos caminhem paralelamente, propriedade comum à maioria desses instrumentos, pois isso possibilita o acoplamento de câmeras fotográficas e oculares acessórias.

Um sistema ótico composto por um divisor de feixes e um prisma, insere-se, em uma de suas extremidades, no trecho de feixes paralelos da Lâmpada de Fenda e, na outra, é acoplado a uma câmera de vídeo, com um detetor

CCD. Assim, a imagem visualizada pelo operador dessa Lâmpada de Fenda pode ser filmada por essa câmera.

O sinal elétrico fornecido pela câmera CCD é digitalizado por uma placa de aquisição de imagens ligada em um microcomputador. Dessa forma, um *software* dedicado pode aquisicionar imagens de lesões corneanas e processá-las, a fim de determinar suas dimensões.

Devemos mencionar, que equipamentos para esta finalidade não estão disponíveis no mercado, uma vez que esta enfermidade é tipicamente nacional (esta enfermidade pouco atinge os países não tropicais e, que são os que dominam o mercado oftalmológico) e portanto, não tem interesse comercial mundial.

Tópicos Abordados

No Capítulo I, é descrita a estrutura ótica do olho humano, definida a entidade úlcera de córnea, além de descrita sua evolução natural e avaliação clínica. Segue uma explanação sobre fundamentos óticos das cores, seus modelos de codificação e sua manipulação pelo microcomputador.

O capítulo II trata de descrever os componentes individuais do sistema, estrutura geral do *software* e os métodos usados no processamento de imagens, além de toda a parte de *hardware* desenvolvida.

Seguem-se a apresentação de resultados, discussão e conclusões.

CAPÍTULO I – Revisão Bibliográfica

1. Estado Atual da Arte

1.1 Métodos de medidas da evolução de úlceras de córnea, utilizados atualmente, e de algumas outras medidas corneanas.

A literatura clínica sobre úlceras de córneas é bastante vasta, com registros de casos clínicos. Quando é realizado um estudo referente à evolução (progressiva ou regressiva) de uma úlcera corneana, com a intenção de investigar a ação de determinadas drogas, ou casos de pacientes com evoluções diferentes das convencionais, o método para a avaliação desta evolução é através da observação tradicional pela LF[1,2,3]. Alguns pesquisadores fazem uso da microscopia confocal, que consiste em avaliar as várias camadas de um determinado tecido (neste caso, a córnea) através da varredura do mesmo por uma fonte de luz (laser, muitas das vezes) que passa através de um "chopper" com vários orifícios posicionados em diferentes profundidades ao longo do eixo ótico. Isto possibilita, assim, a

análise das várias camadas do tecido (cada orifício está posicionado de forma a focalizar determinada camada do tecido)[4]. Estes sistemas permitem, por exemplo, o estudo das estruturas de filamento das córneas atingidas pela úlcera fúngica, utilizando-se a microscopia confocal de varredura de fenda, como é o sistema apresentado por Florakis, G.M. *et al*[5] Este tipo de avaliação permite observar se o fungo foi erradicado.

Embora o sistema de microscopia confocal permita uma avaliação minuciosa das camadas da córnea, o equipamento correlato não está disponível em todas as clínicas ou centros oftalmológicos e é de mais alto custo do que uma LF. Por ser uma técnica relativamente mais complexa do que o uso de uma LF, apenas casos específicos são avaliados (somente quando indicados para um exame que requeira maiores investigações)[5] e uma avaliação rotineira de casos mais convencionais não é realizada e tão pouco esses casos são registrados, fato que seria bastante interessante para a realização de estudos estatísticos e de um melhor diagnóstico convencional para todos os casos de úlceras.

O mesmo ocorre com outras avaliações de medidas corneanas, como por exemplo, a medida de espessura da córnea por paquimetria ultra-sônica e por microscopia confocal. Na paquimetria ultra-sônica, o paciente é anestesiado localmente (por colírios), antes do exame, e um transdutor ultra-sônico entra em contato com a córnea, através de um meio acoplador (gel)[6]. Então, pela técnica tradicional de ultra-som, as interfaces do meio são reconhecidas e torna-se possível medir extensões. Esta é a maneira mais tradicional e precisa de se medir a espessura da córnea[6]. Alguns dos

trabalhos mais recentes que utilizam o ultra-som para este tipo de medida estão relatados por Yaylali, V., *et al* [7], Avitabile, T., *et al*[8], Böhnke, M. *et al*[9]; Owens, H., *et al*[10]; Wada I.[11] e por microscopia confocal, Li, H.F., *et al*[12]; Petroll, W.M., *et al*[13] e Prydal, J.I., *et al*[14]. Estes métodos de avaliação precisa fazem uso, no entanto, de um equipamento exclusivo para esta finalidade. Essas medidas poderiam ser realizadas de modo não muito preciso, porém com boa estimativa, através da Lâmpada de Fenda, oferecendo ao usuário a possibilidade de comparações rotineiras e estimativas rápidas de alterações corneanas. Apenas os casos que merecessem maior atenção fariam uso dos demais sistemas existentes.

Um outro tipo de avaliação, que tem sido muito realizada recentemente, com o surgimento do laser de excimer para cirurgias foto-refrativas, é a medida da área de "hazing" (opacificação corneana no pós-operatório). Os estudos relatados para as medidas das áreas não atingidas, ou seja, a zona ótica boa, utilizam as medidas realizadas com as escalas graduadas fixas da Lâmpada de Fenda e as comparam com medidas de fotografias obtidas através de Lâmpada de Fenda também utilizando escalas graduadas, porém de maior precisão do que a oferecida pela Lâmpada de Fenda, como é o caso de Grimmett MR, *et al*[15]. Estas medidas podem ser realizadas, embora de maneira penosa (revelar filmes, medir em papel e fazer conversão de escalas), pois as zonas óticas de boa qualidade proporcionadas na cirurgia foto- refrativa (PRK – *photo-refractive Keratotomy*) são círculos concêntricos. Outros, porém, que medem as áreas de opacificações, as quais às vezes não são circulares, fotografam-nas

através da LF, digitalizam a imagem obtida em papel de foto e fazem então a análise computacional da área (existe uma diferença de níveis de cinza entre a região opacificada e a clara, desta forma reconhece-se a região opacificada por este gradiente), como é o caso de Maldonado *et al*[16].

Todos os sistemas existentes para avaliação de úlcera de córnea mencionados neste item são "artesanais" ou muito específicos e complexos. Os denominados "artesanais", além de serem penosos em seu procedimento de medida, possuem pouca precisão na estimativa da área afetada, como os que estimam a área da úlcera corneana, pelas oculares da Lâmpada de Fenda, através da comparação com as escalas graduadas do equipamento; ou os que determinam a área de uma fotografia obtida na Lâmpada de Fenda, através de comparações com uma escala graduada. Os que oferecem uma medida minuciosa, como os de microscopia confocal mencionados, são equipamentos dedicados, de alto custo, não disponíveis em todas as clínicas e por este motivo não são rotineiramente utilizados nos exames de úlceras de córnea. Apenas casos específicos são encaminhados para este tipo de exame.

Assim, é de grande utilidade o desenvolvimento de um sistema de avaliação de úlceras de córnea, com boa precisão, utilizando uma Lâmpada de Fenda, que é um instrumento disponível em todas as clínicas e centros oftalmológicos e que permite que em todas as consultas imagens de cada caso possam estar disponíveis, em curtíssimo tempo e de baixo custo para operador e paciente. E ainda é útil por proporcionar medidas quantitativas,

permitindo o estudo e estatística desta enfermidade oftalmológica que atinge nosso País.

Neste contexto, desenvolvemos um sistema com estas características e algumas outras secundárias, porém não menos importantes, que será apresentado nos capítulos a seguir.

Por ser uma dissertação interdisciplinar, para melhor compreensão da seqüência de desenvolvimento do sistema, os próximos itens deste capítulo tratarão sobre o olho humano, as úlceras de córnea e fundamentos de tratamento de imagens, que serão referências contínuas no decorrer da descrição do trabalho.

2. O Sistema Ótico do Olho Humano

O olho é uma das mais interessantes partes do corpo humano. É um sistema simples conceitualmente, pois nele é possível verificar a natureza fazendo uso de princípios físicos e químicos tão pertinentes ao cotidiano acadêmico que até nos sentimos lisonjeados. Por outro lado, o grau de precisão e integração entre as suas várias partes é algo que nos remete de volta ao lugar de meros espectadores da longa e incessável evolução biológica.

É no olho que se projetam as imagens do mundo em que vivemos, é ele o responsável por transformar em impulsos nervosos cada forma, cada contorno, cada cor. Adapta-se rapidamente às mudanças de luminosidade e distância como nenhuma câmera conhecida, movimenta-se com precisão

invejável, tudo para não falhar em sua função de fornecer ao cérebro dados visuais referentes às coisas que nos rodeiam. A seguir, as principais partes do olho responsáveis pela formação da imagem de um objeto visualizado serão brevemente comentadas.

2.1 Os Componentes do Olho Humano[18,19]

A figura 2.1(a) é um esquema de um olho humano cortado sagitalmente onde é possível observar alguns de seus principais componentes.

2.1.1 Retina

A retina é a estrutura fundamental do olho; é nela que estão as células sensíveis à luz, os cones e bastonetes, e portanto, é sobre ela que a imagem visualizada deve ser formada. Assim, todas as estruturas que se encontram entre a retina e o que se deseja ver, têm como função transmitir e focalizar sobre ela a luz proveniente da cena.

2.1.2 Córnea

O primeiro elemento no caminho da luz é a córnea (vide figura 2.1(a)), semelhante a uma lente de contato, que exerce juntamente com o

humor aquoso um poder refrativo de +43,2di sobre a luz incidente. A circunferência de sua base tem cerca de 12,5mm, sua face convexa, raio de curvatura 7,7mm, e sua face côncava, 6,8mm. Em seu centro, a espessura da córnea (n=1,376) atinge 0,6mm, enquanto que em sua periferia, chega a 1mm. É uma estrutura avascular, porém ricamente enervada, com elevada sensibilidade tátil e dolorosa. Ao longo de sua espessura é possível diferenciar cinco camadas, que a partir do lado convexo e em direção ao lado côncavo, são (veja figura 2.1(b)):

- **Epitélio**: é a mais externa de todas as camadas da córnea, é o epitélio que está em contato com o meio externo, separado dele apenas por uma delgada película de lágrima. É celular, pavimentar e estratificado, com cerca de 75μm de espessura.
- **Membrana de Bowman**: camada acelular e muito fina (12μm), resistente a traumas.
- **Estroma**: a mais espessa de todas as camadas, ocupando cerca de 90% de toda a espessura da córnea. É composta por um conjunto organizado de fibras colágenas, dispostas paralelas à superfície e agregadas por uma matriz mucóide.
- **Membrana basal (Descemet)**: membrana elástica, acelular e extremamente resistente. Sua espessura varia regularmente ao longo da vida, sendo de 2μm na criança e cerca de 20μm no idoso.
- **Endotélio**: é a última das cinco camadas e faz fronteira com o humor aquoso, que preenche a câmara anterior. Em sua composição é

unicelular com epitélio do tipo pavimentoso (5μm) e auxilia na nutrição e na manutenção da transparência da córnea.

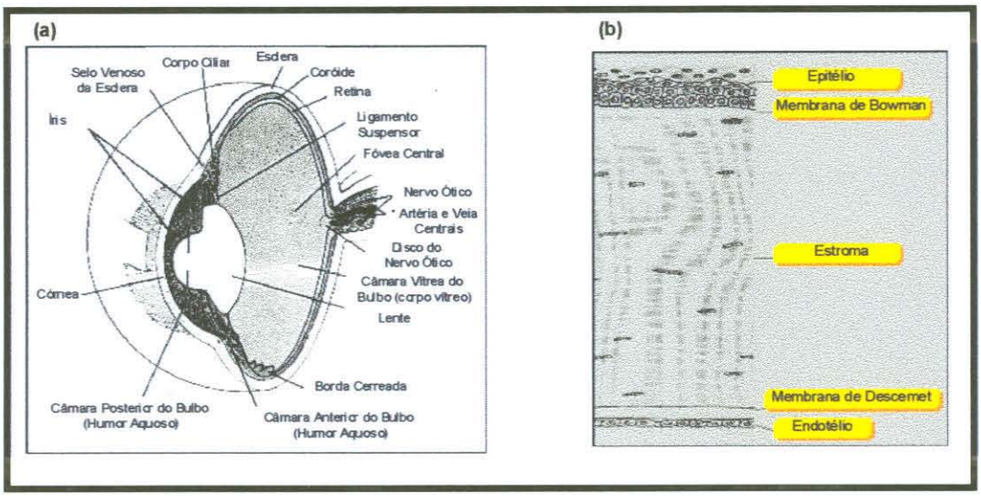


Figura 2.1: (a) Os principais componentes do olho humano; (b) O perfil de uma córnea mostrando suas camadas.

2.1.3 Câmara Anterior

Posteriormente a córnea encontra-se a câmara anterior do olho, um espaço que se alonga até a íris e o cristalino. É totalmente preenchido pelo humor aquoso (n=1,336), líquido com composição semelhante à linfa e responsável pela nutrição da córnea e pelo alto poder refrativo do conjunto córnea - humor aquoso (+43,2di).

2.1.4 Íris

A íris é uma membrana circular e pigmentada, com um orifício central denominado pupila. Possui uma musculatura intrínseca que permite modular o raio da pupila, a fim de torná-lo compatível com a luminosidade e com a distância que o objeto visualizado se encontra do espectador. É, portanto, o diafragma ótico do olho humano.

2.1.5 Cristalino

O próximo componente a ser transposto pelos raios luminosos é o cristalino, estrutura celular, não enervada e avascular. Trata-se de uma lente biconvexa (r_1=8,5~14mm, r_2=4,5~7,5mm, n=1,386), que no meio que se encontra tem um poder refrativo de cerca de +19di; é flexível, está alojado em uma cápsula elástica e é fixado ao corpo ciliar por ligamentos suspensores.

2.1.6 Corpo Ciliar

O corpo ciliar é uma estrutura anelar que acompanha a inserção da íris, e é composto por duas porções: os processos ciliares, que produzem o humor aquoso, e o músculo ciliar que, através dos ligamentos suspensores, ajusta a curvatura do cristalino a fim de adequar seu poder refrativo à vergência dos raios luminosos que passam por ele, mantendo a imagem

sempre focalizada sobre a retina. Esse processo é denominado acomodação visual.

2.1.7 Corpo Vítreo

O corpo vítreo (n=1,336) é uma estrutura esférica, transparente, formada predominantemente por água (99%), por ácido hialurônico e fibras colágenas, que lhe conferem uma consistência de gel. Ocupa todo o espaço interno do olho e portanto encontra-se entre o cristalino e a retina.

Os demais componentes do olho humano, sejam eles musculares ou nervosos, não serão abordados neste capítulo, pois eles tem como objetivo apenas descrever o sistema ótico do olho humano e a estrutura afetada pelas úlceras de córnea, a fim de que possamos compreender as conseqüências de suas lesões.

3. As Úlceras de Córnea

3.1 Definição

A úlcera de córnea[18] é uma patologia caracterizada por uma solução de continuidade por lesão epitelial acompanhada de comprometimento do estroma (figura 3.1). Está entre as principais causas de cegueira em países em desenvolvimento[20,21]. A infecção é a causa mais comum da úlcera de

córnea, sejam elas causadas por bactérias, fungos ou vírus. Recentemente, o herpes simples é considerado como a causa mais comum de úlcera de córnea, seguido pelas bactérias, fungos e parasitas[18].

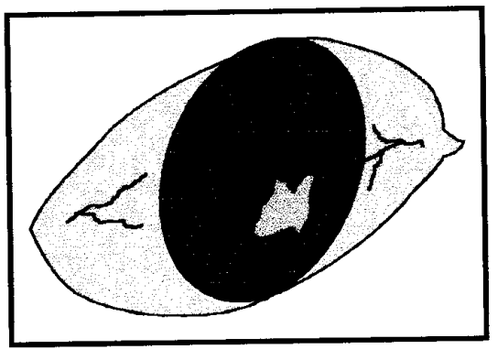


Figura 3.2: úlcera de córnea esquematizada.

A região externa do olho é colonizada por diversos microorganismos semelhantes aos que habitam a região periorbital, margens palpebrais e trato respiratório alto. Ainda que alguns desses microorganismos sejam patogênicos, os processos infecciosos são raros devido a mecanismos de defesa próprios do olho humano. A superfície lisa da córnea, o filme lacrimal rico em substâncias antibacterianas, o ato de piscar e o epitélio corneano são alguns desses mecanismos protetores.

Na grande maioria dos casos, a infecção ocorre devido a perda de algum dos fatores de proteção anteriormente citados, entretanto em todos os casos, após a infecção segue-se um processo inflamatório agudo e progressivo que evolui com necrose local e perda de tecido, formando um defeito na córnea. Esse defeito é que tem importância clínica pois, ainda que a infecção seja banida, na reconstrução do estroma lesado forma-se um

tecido cicatricial esbranquiçado, levando à opacificação permanente da região.

3.2 Evolução Clínica[22,23]

A evolução clínica de uma úlcera pode ser subdividida em três fases distintas:

- **Migração e infiltração de células de defesa**: é o estágio que imediatamente segue o ataque inicial dos microorganismos patogênicos à córnea. Enquanto esses aderem e fixam-se, liberam toxinas e destroem o tecido local, ocorre uma reação por parte do organismo que recruta células de defesa, que migram e infiltram no local, formando o chamado infiltrado inflamatório. Essas células combatem o organismo invasor sobre o estroma corneano, que torna-se alvo passivo das toxinas bacterianas e das enzimas e ação destrutiva provenientes dos mecanismos de defesa do próprio organismo humano. Até que se tenha controlado o processo infeccioso e inflamatório, a lesão corneana progride tanto superficialmente quanto profundamente.
- **Regressão**: uma vez controlada a invasão, o infiltrado inflamatório reduz-se e os processos de lesão tecidual regridem. A cicatrização começa a tomar lugar.
- **Cicatrização**: ocorre a partir dos limites entre a zona necrótica e o tecido restante íntegro, e assemelha-se ao processo cicatricial de qualquer outra parte do organismo. Contudo, algumas imperfeições podem surgir:

as novas fibras formadas não são opticamente transparentes e a restituição da topografia fisiológica do epitélio corneano nem sempre é conseguida. Assim, se a lesão inicial acometeu a região central da córnea, sua cicatrização pode levar a um defeito visual permanente.

3.3 Avaliação Clínica[24]

Por definição, ulcera de córnea é uma solução de continuidade do epitélio corneano com envolvimento variável do estroma subjacente[18]. O critério de cura de uma úlcera de córnea é a epitelização da ferida. Em virtude disso, pode-se depreender que a área de desepitelização é um dos principais critérios para a avaliação da evolução da úlcera pelo médico oftalmologista.

Na prática diária, o médico examina a lesão com um instrumento, a Lâmpada de Fenda, que dá um aumento variável de 6 a 40 vezes. A extensão da lesão é memorizada até o próximo retorno, quando ele decide se ela está estável, aumentando ou diminuída. A maior parte dos instrumentos, fornece um conjunto de circunferências luminosas que podem ser projetadas sobre a córnea para a estimativa do diâmetro das lesões. Entretanto, as medidas são obviamente grosseiras não só pelo número limitado de círculos, como também pelo fato das lesões não serem necessariamente circulares. Faz-se necessário portanto um método mais objetivo de medida da ulceração. Um método que meça efetivamente a área

da lesão e que, ao mesmo tempo, possibilite o armazenamento das imagens para comparações subsequentes.

Pode-se argumentar que a área da desepitelização não é o único parâmetro a ser considerado na evolução da úlcera. A profundidade da lesão, a extensão do infiltrado inflamatório, o aspecto desse infiltrado, são todos importantes na estimativa da evolução do processo. Entretanto, com raríssimas exceções, o critério de cura se baseia na restauração da integridade do epitélio. Em outras palavras, a diminuição da área de desepitelização reflete uma evolução favorável em direção a cura. Um aumento da mesma, aponta para o inverso.

Pode-se argumentar ainda, que para o clínico, a medida precisa da área ulcerada seja um refinamento que não modifique substancialmente a conduta. Que a memorização dessa variável, de uma consulta para outra, já faz parte da atividade clínica rotineira. A resposta a este questionamento é que se, o assunto é visto exclusivamente sob esse ponto de vista, é natural que as exigências de precisão não sejam tão grandes, já que a intuição médica pode superar as eventuais imperfeições. Entretanto, quando for necessário a precisão, como num trabalho experimental de estudo da evolução de úlceras em função do tratamento, confiar na intuição médica, como até agora é feito, é no mínimo, não científico.

3.4 Procedimento Clínico Usual para Isolar a Úlcera[22]

A metodologia convencional utilizada pelos oftalmologistas para avaliar a extensão e aspecto de uma lesão corneana (úlcera de córnea) é baseada na utilização de uma substância química, denominada fluoresceína. Essa substância amarela fluoresce[25] a 520 nm quando é iluminada por uma fonte de luz de 494 nm de comprimento de onda.

Adicionamos às informações acima o fato de que, num olho íntegro, o filme lacrimal e a superfície lisa da córnea impedem a presença de qualquer tipo de substância aderida a essa córnea e a mantém sempre limpa. Em se tratando de um olho ulcerado, isso já não é mais verdade. A lesão epitelial (ou melhor, a desepitelização corneana) permite que as substâncias presentes no saco conjuntival fiquem aderida ao estroma corneano e posteriormente difundam-se por ele.

Agora é fácil compreender a metodologia usado pelos oftalmologistas. Basta instilar gotas de fluoresceína no fundo de saco conjuntival e lavá-la com um colírio. Rapidamente, apenas a área lesada do olho afetado estará impregnada com aquele composto. O paciente é então posicionado à Lâmpada de Fenda e uma luz azul (luz branca incidente num filtro azul) proveniente da mesma incide sobre o olho ferido. A úlcera fluoresce no comprimento de onda verde (520nm) e torna-se fácil de ser analisada pelo clínico.

A Lâmpada de Fenda, como citado anteriormente, possui ainda uma série de escalas graduadas circulares de diferentes raios conhecidos que

podem ser projetadas sobre o olho, a fim de permitir a inferência do tamanho da mácula esverdeada. Este é o procedimento usual para a observação e medida indireta da área de uma úlcera.

Como grande parte do nosso sistema a ser apresentado envolve tratamento de imagens, o item a seguir exibe alguns fundamentos importantes que serão utilizados posteriormente como referência.

4. As Cores e sua Codificação pelo Computador

4.1 Fundamentos das Cores

A sensação de cor que temos quando olhamos para um objeto ou cena, depende da luz que o ilumina, de sua cor e dos nossos sensores luminosos, localizados na retina (a interpretação dessa cor pelo córtex cerebral não será discutida aqui). Cada um desses tópicos será brevemente comentado a seguir.

Em 1666, Isaac Newton[26] demonstrou que a luz branca não é uma entidade única, mas que é formada por uma parte do espectro de ondas eletromagnéticas, que vão desde o comprimento de onda de 400nm até 700nm, aproximadamente, para a região do visível. Essa faixa de espectro está representada na figura 4.1, onde é possível observar que ela contém todas as cores que nossos olhos podem captar. Se iluminarmos uma cena

com apenas uma fração desse espectro, ou seja, com uma luz que não seja branca, algumas cores não poderão ser enxergadas.

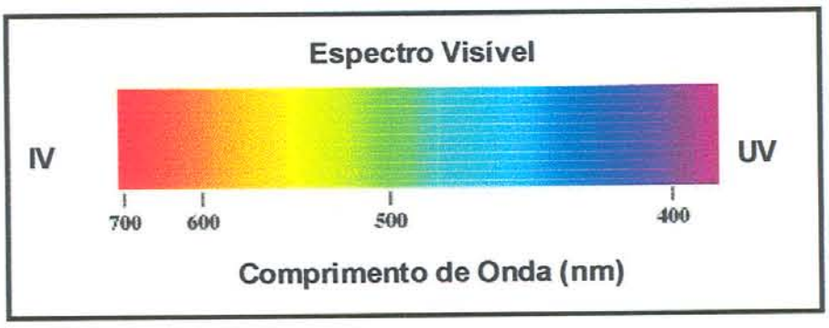


Figura 4.1: Representação do espectro eletromagnético na região do visível (400-700nm).

Um objeto cuja superfície reflete toda luz incidente é branco. Caso sua superfície absorva parte do espectro, ele será da cor formada pela associação das frações não absorvidas (as refletidas). Assim, temos a sensação de visualizar um objeto verde quando este, iluminado por luz branca, reflete ondas de comprimento entre 500nm e 570nm (absorve outras cores, exceto o verde).

O olho humano enxerga todas as cores como combinações de intensidades diferentes de vermelho, verde e azul[27] (os três tipos de cones na retina são sensíveis a estas cores), e sendo assim, essas cores foram chamadas de primárias. Em 1931 foi padronizado[28] o comprimento de onda para cada uma dessas cores em 700nm(vermelho), 546.1nm (verde) e 435.8nm (azul).

As características geralmente usadas para distinguir uma de outra cor são o *brilho*, o *matiz* e a *saturação*. O brilho leva consigo a noção de intensidade luminosa, o matiz está relacionado com o comprimento de onda dominante da luz em questão. A saturação é a medida da quantidade de luz branca que está misturada em um determinado matiz. Por exemplo, o vermelho e o rosa tem mesmo matiz, porém possuem saturações diferentes.

4.1.1 Os Modelos de Codificação de Cor

Uma imagem discretizada é representada por inúmeros pontos organizados em *n* linhas e *m* colunas. Cada ponto leva consigo informação de cor e intensidade luminosa. Essas informações podem ser codificadas de várias maneiras que, em geral, são sistemas de coordenadas tridimensionais limitados, onde cada ponto no espaço representa uma cor e intensidade luminosa. Dentre essas maneiras, três são imediatamente importantes para nós, a codificação do modelo HSI, no modelo RGB e no YIQ.

4.1.1.2 O Sistema RGB[29]

O sistema RGB é utilizado pelo compilador para manipular a informação de cor de cada elemento de imagem (o pixel). Cada cor, seja ela clara ou escura, é formada pela combinação de três componentes em diferentes intensidades, o vermelho (R), o verde (G) e o azul (B). A figura

4.2 mostra como algumas cores são obtidas com diversas combinações entre esses componentes.

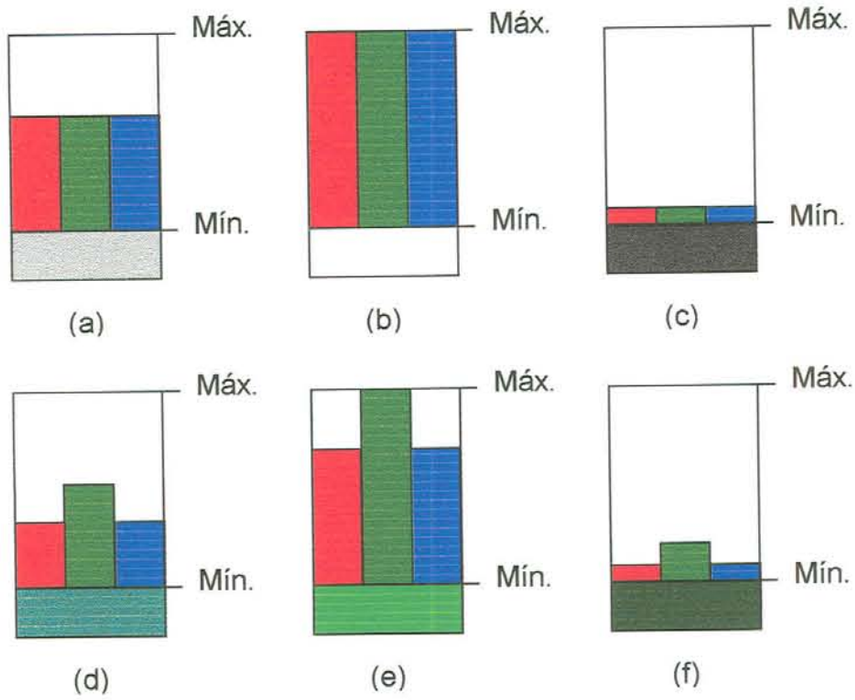


Figura 4.2: Representação de como algumas cores são obtidas com diversas combinações entre esses componentes: (a) cinza; (b) branco; (c) preto; (d) verde; (e) verde claro; (f) verde escuro.

A seguir, podemos observar na figura 4.3 uma imagem capturada e decomposta em sua três componentes básicas.

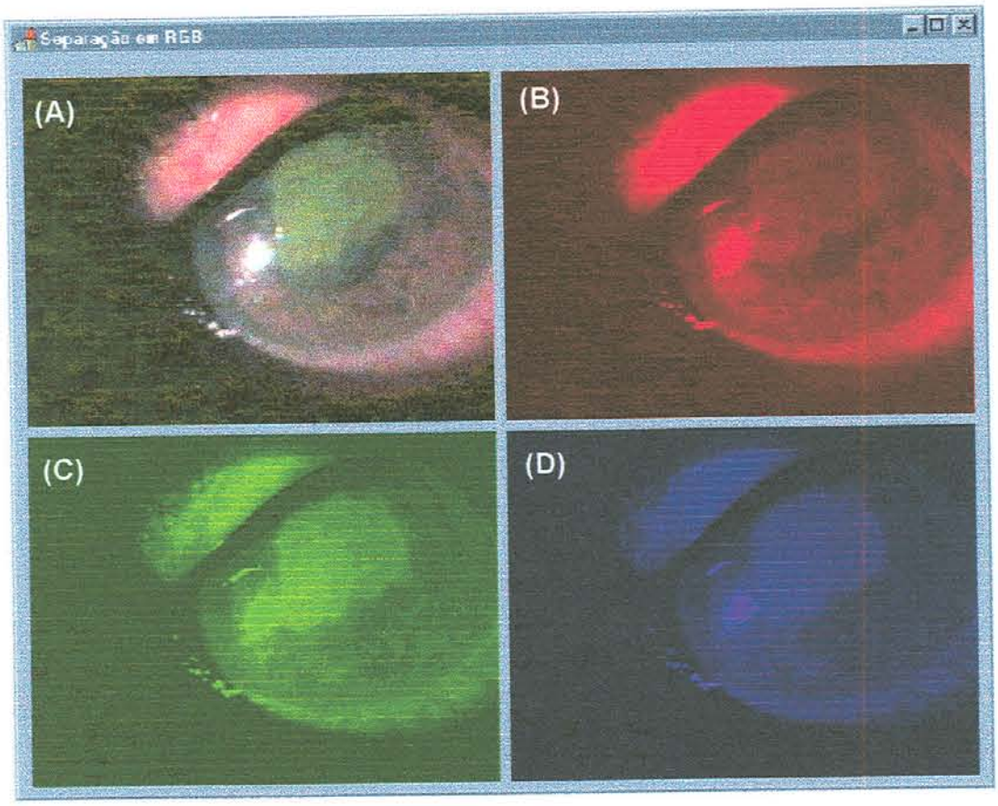


Figura 4.3: Foto de uma imagem de úlcera corneana capturada e decomposta em sua três componentes básicas de cores: (A) Sem decomposição de cores; (B) Somente com o componente vermelho; (C) Somente com o componente verde; (D) Somente com o componente azul.

Observando com mais cuidado as figuras 4.2(d), 4.1(e) e 4.1(f), percebe-se que as cores codificadas pelas componentes RGB são três verdes que diferem entre si apenas na intensidade luminosa. Isso pode ser confirmado ao normalizarmos as porções de R, G e B que compõem essas

cores, de acordo com a equação 4.1 (determinação das porções r, g e b) abaixo, onde R, G e B representam a quantidade de cada uma dessas componentes e "r", "g" e "b" representam seus valores normalizados. Assim, "r", "g" e "b" teriam os mesmos valores para os três verdes.

$$r = \frac{R}{R+G+B} \qquad g = \frac{G}{R+G+B} \qquad b = \frac{B}{R+G+B} \tag{4.1}$$

Das mesmas equações citadas anteriormente pode-se concluir que:

$$r + g + b = 1 \tag{4.2}$$

onde a equação 4.2 representa a relação entre r, g e b.

Dessa maneira, desconsiderando a informação de brilho, uma cor pode ser determinada por apenas dois destes componente. A figura 4.4 mostra um diagrama de cromaticidade, onde é possível visualizar a cor codificada por um determinado valor de r (no eixo x) e g (no eixo y).

Dadas duas cores conhecidas e marcadas nesse diagrama, a linha que une esses dois pontos passa por sobre todas as cores que podem ser obtidas pela mistura dessas duas cores iniciais em diferentes proporções. Um raciocínio análogo pode ser feito para três cores. Entretanto, agora todas as cores que podem ser obtidas pela tripla mistura são as contidas no triângulo cujos vértices são as três cores iniciais.

A propriedade do diagrama de cromaticidade citada acima tem importância capital. No mesmo diagrama da figura 4.4 estão marcados as três cores R, G e B primárias, padronizadas em 1931. Observe que o

triângulo formado pela união desses três pontos não engloba todas as cores do diagrama e portanto, esse modelo não consegue representar todas as cores.

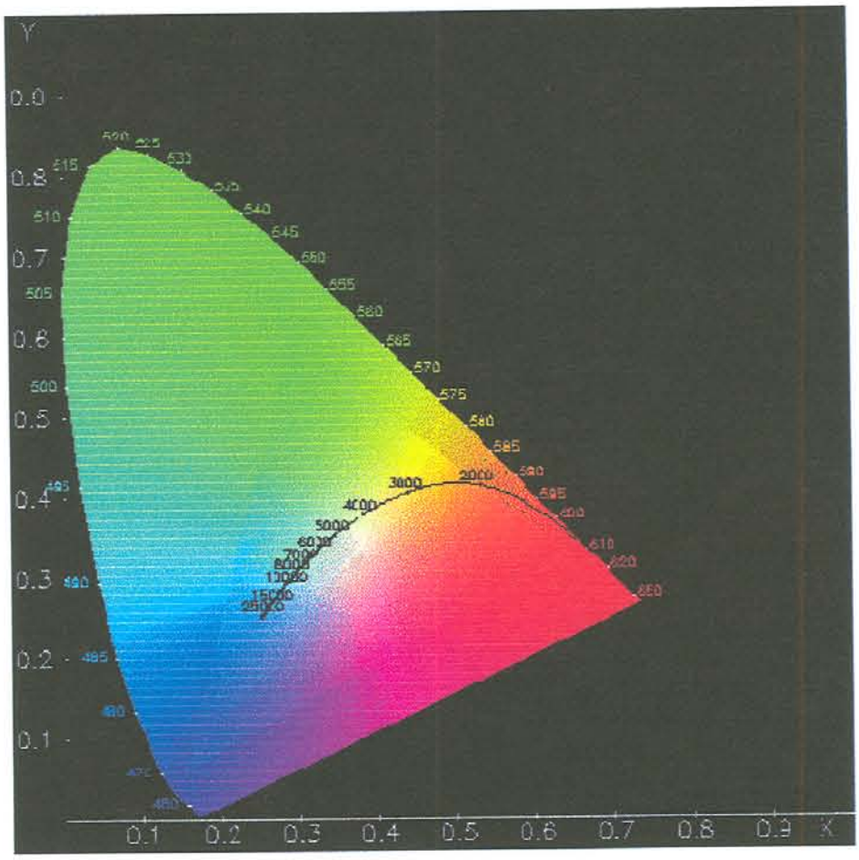


Figura 4.4: O diagrama de cromaticidade.

4.1.1.3 O Sistema HSI[29]

No modelo HSI cada ponto possui três valores associados: o matiz (*Hue*), a saturação (*Saturation*) e a intensidade (*Intensity*), que representa o

brilho. A figura 4.5 abaixo representa a maneira pela qual esses três valores determinam um ponto no espaço tridimensional.

Os vértices do triângulo são representados pelas três cores primárias, vermelho (R), o verde (G) e azul (B), e portanto, um ponto que pertença a esse triângulo representará uma cor que será tanto mais pura quanto mais próxima for de algum desses vértices. Dessa maneira, é lógico concluir que o centro desse triângulo representa o cinza, onde não há predominância de nenhuma das cores primárias em particular.

Ao longo de alguma direção radial, afastando-se do centro, as cores representadas por esses pontos se diferenciam apenas em saturação (S), isto é, na fração de branco que possuem. Por exemplo, o vermelho e o rosa são pontos pertencentes a uma mesma radial, porém o vermelho é mais distante do centro do que o rosa.

Por fim, a altura representa a luminosidade do ponto. Assim, o ponto localizado no centro do triângulo será branco se situar-se num plano acima do plano do triângulo, e será preto se situar-se num plano inferior à ele.

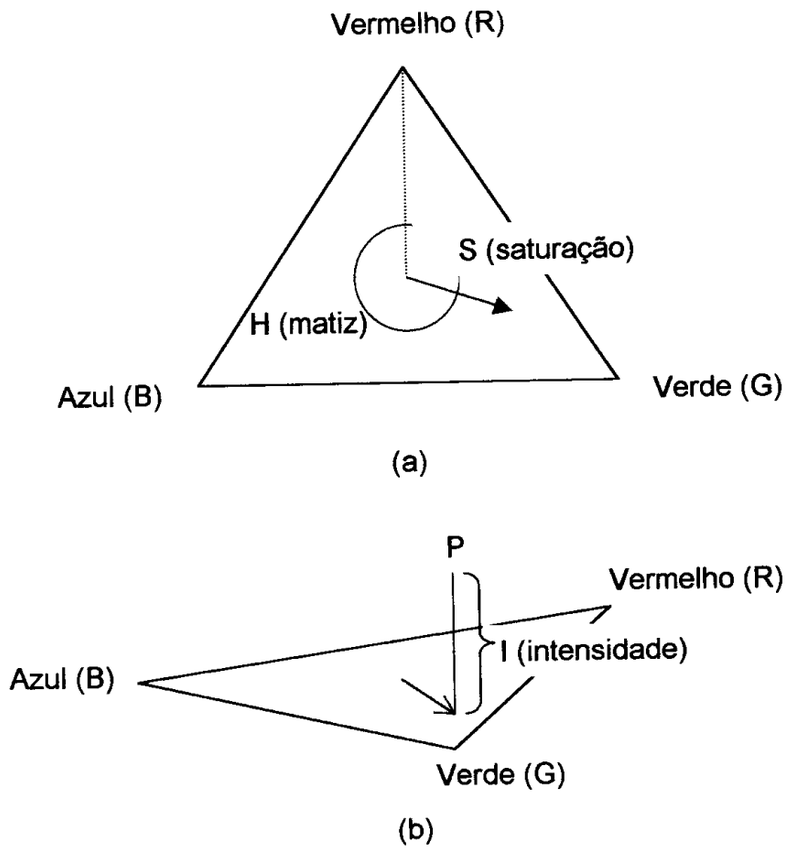


Figura 4.5: Representação da maneira pela qual os três valores do sistema HSI determinam um ponto no espaço tridimensional: (a) saturação e matiz; (b) intensidade.

4.1.1.4 A Conversão entre os Sistemas RGB e HSI

A conversão entre os sistemas HSI e RGB baseia-se no fato de que o triângulo demonstrado na figura 4.5(a) pode ser encontrado no sistema de coordenadas RGB, como mostra a figura 4.6 abaixo. A partir daí pode-se

deduzir o grupo de equações 4.3 ((a) conversão RGB para HSI; (b) conversão HSI para RGB), que mostram a relação entre os dois sistemas.

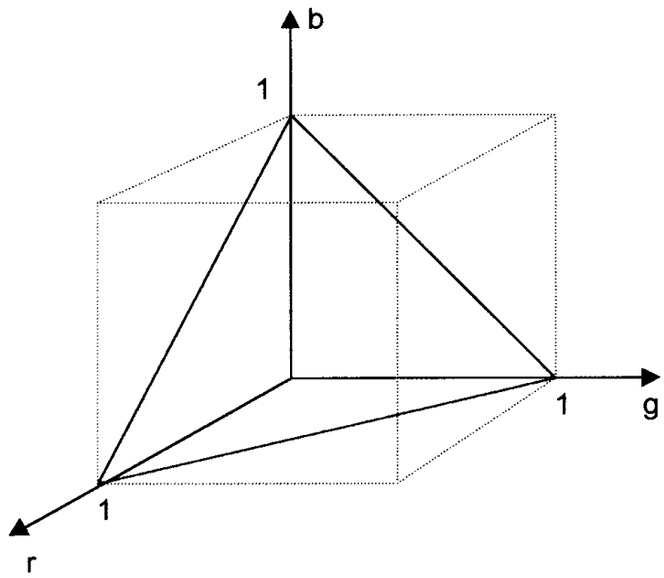


Figura 4.6: A relação entre o sistema RGB e o HSI.

$$H = \cos^{-1}\left\{\frac{\frac{1}{2}[(R-G)+(R-B)]}{[(R-G)+(R-B)(G-B)]^{\frac{1}{2}}}\right\}$$

$$S = 1 - \frac{3}{R+G+B}[\min(R,G,B)] \qquad (4.3(a))$$

$$I = \frac{1}{3}(R+G+B)$$

Se B/I > G/I então H= 360°- H.

$$r = \frac{1}{3}\left[1 + \frac{S \operatorname{sen} H}{\cos(60^o - H)}\right]$$

$$g = 1 - (r + b) \qquad (4.3(b))$$

$$b = \frac{1}{3}(1 - S)$$

Equações válidas para 0°<H<120°

4.1.1.5 O Sistema YIQ[29,30]

O sistema YIQ é o padrão utilizado pelas redes de televisão e, portanto, pelas câmeras de vídeo. Quando surgiram os televisores em cores, houve a necessidade de acrescentar a informação de cor ao sinal de vídeo composto que era transmitido usualmente, pois ele possuía apenas a informação de luminosidade, a única necessária para os aparelhos de televisão existentes na época, os em preto e branco. Assim, nesse padrão a informação de cor e a de luminosidade estão separadas. A equação 4.4 mostra a relação matemática (matricial) entre o sistema RGB e o YIQ.

$$\begin{bmatrix} Y \\ I \\ Q \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.299 & 0.587 & 0.114 \\ 0.596 & -0.275 & -0.321 \\ 0.212 & -0.523 & 0.311 \end{bmatrix} . \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \qquad (4.4)$$

Cabe aqui um pequeno comentário. A decodificação de um sistema para o outro é tarefa realizada pela placa digitalizadora de imagem. Nesse ponto é importante que haja um consenso entre a maneira que essa

informação é modulada, e não apenas codificada. A modulação é o processo utilizado para que vários tipos de informação possam ser transmitidos por um mesmo meio, um cabo coaxial no nosso caso. O sistema NTSC, por nós utilizado, e o PAL-M, utilizado pelas emissoras de televisão do Brasil, modulam a informação de cor de maneiras diferentes. Parece confuso mas na verdade não é: eles codificam essa informação da mesma maneira, porém no momento de transmiti-la, o fazem de modo distinto. Assim, se uma placa digitalizadora e uma câmera de vídeo utilizarem padrões distintos, a informação de cor será perdida e apenas uma imagem em preto e branco será visualizada.

CAPÍTULO II - Materiais e Métodos

5. O Sistema Desenvolvido

5.1 Sistema

Uma vez determinado que a evolução e resolução de uma úlcera podem ser avaliadas mediante a medida de sua área, e que essa medida é feita de maneira subjetiva ou indireta, um fator ainda não realizado é a determinação mais precisa de seu valor. Isso é especialmente útil num centro de grande volume de consultas, pois nesses centros um mesmo paciente pode ser atendido ao longo de seu tratamento, por profissionais diferentes em dias diferentes. Sendo assim, é importante que esses profissionais estejam coerentes, ou seja, objetivos na avaliação visual das medidas, o que não é possível devido à subjetividade imposta pelo método de medição.

Para tornar o sistema objetivo e padronizado, associamos uma câmera de vídeo (CCD SONY, modelo SSC-DC50) a uma Lâmpada de

Fenda (LF) (TOPCON, modelo SL-7E), pois é esse o equipamento que o oftalmologista usa habitualmente para acompanhar a evolução das úlceras, e além disso, está presente, se não em todos, na maioria dos consultórios oftalmológicos. Para que a câmera de vídeo recebesse a mesma imagem visualizada pelo operador na ocular, um sistema ótico foi introduzido em um trecho do caminho ótico posterior à seleção do aumento e onde os raios são paralelos. Um separador de feixes composto por dois prismas e um adaptador compuseram esse sistema ótico.

Assim, o sistema como um todo consiste em: uma Lâmpada de Fenda (LF), divisor de feixes, adaptador ótico, câmera de vídeo tipo CCD (*charged coupled device*), placa de captura de vídeo para interface entre o CCD e um micro computador do tipo PC. Ainda, todo este sistema é apoiado em um *software* dedicado, por nós desenvolvido, que incumbe-se da tarefa de determinar a área ulcerada automaticamente, excluindo dela qualquer traço de subjetividade.

A seguir, cada componente utilizado no sistema desenvolvido está descrito em detalhes.

5.1.1 A Lâmpada de Fenda[31]

Entre os objetivos da construção desse sistema está o de torná-lo um módulo passível de ser acoplado em qualquer Lâmpada de Fenda em que um separador de feixes possa ser introduzido sem alterar a ótica do sistema (Zeiss®, Topcon®, ou qualquer outra que ofereça a propriedade de possuir

em algum local de sua ótica, um caminho ótico de feixes paralelos). Além disso, é preciso considerar que a qualidade de imagens provenientes das LF comerciais é muito boa em relação a dos demais componentes do sistema, portanto, não é ela fator limitante da qualidade final da imagem do sistema, como será discutido oportunamente. Assim, a escolha da Lâmpada de Fenda baseou-se na propriedade de se poder fazer uso sua ótica (utilização de suas propriedades de magnificação – 6X, 10X, 16X, 25X e 40X), sem ter que refazer uma ótica apropriada, com o é o caso das LF que não permitem a introdução de separadores de feixes em seu caminho ótico (os modelos Hagg-Streit, por exemplo). A LF utilizada, em nosso caso, foi a Topcon® SL-7E, que é mostrada pela figura 5.1.

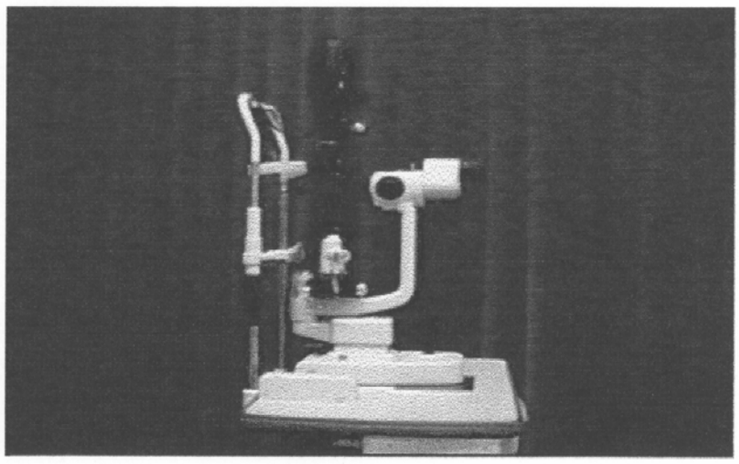
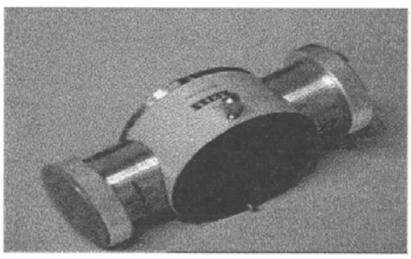


Figura 5.1: Lâmpada de Fenda Topcon SL-7E utilizada no sistema.

5.1.2 O Separador de Feixes e o Sistema Ótico para CCD

Esses dois elementos do sistema são responsáveis pelo acoplamento entre a Lâmpada de Fenda e a câmera de vídeo. O separador de feixes, composto por prismas, é inserido num ponto do caminho ótico onde os feixes luminosos são paralelos, e dessa maneira não altera a imagem visualizada pelo operador, apenas altera a direção de parte do feixe, ou por melhor dizer, funciona como um separador de feixes 40% e 60%, para o CCD e para as oculares do sistema, respectivamente.

O sistema ótico, para que se forme a imagem no CCD, é responsável por: mudar a direção dos feixes luminosos (prisma), focalizar a imagem sobre o elemento sensível à imagem (2 lentes e prisma) e ajustar a intensidade da luz que o atinge (íris manual). Esses componentes são encontrados no mercado com características próprias compatíveis com nossa necessidade. As figuras 5.2a e 5.2b mostram uma foto do sistema ótico (adaptador ótico) e do separador de feixes, respectivamente.



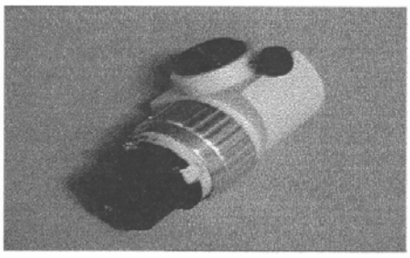


Figura 5.2: (a) Adaptador ótico para imagem em LF no CCD encontrado no mercado; (b) Separador de feixes.

5.1.3 A Câmera CCD

Este componente não foi considerado crítico para o desenvolvimento do sistema. As circunstâncias nas quais a captura da imagem ocorrem são favoráveis. A luminosidade da cena é suficientemente alta para que não haja preocupação direta com a sensibilidade do aparelho. A resolução da CCD também não é crítica, uma vez que a resolução do sistema será limitada pelo padrão de vídeo escolhido (NTSC). Assim, a escolha desse componente esteve apoiada principalmente em sua compatibilidade com a ótica envolvida e em seu preço. Também foi de fundamental importância que fosse um modelo em que o auto-ajuste de luminosidade pudesse ser desabilitado. A câmera escolhida foi a CCD SONY, modelo SSC-DC50 mostrada na figura 5.3.

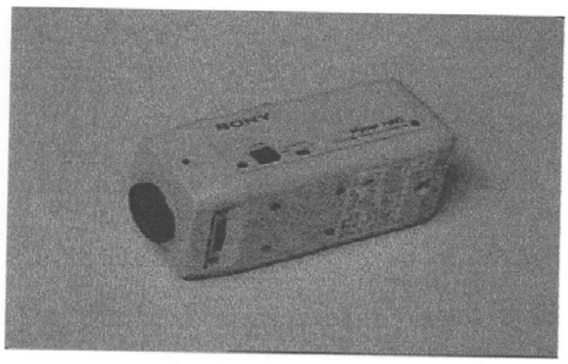


Figura 5.3: Câmera CCD Sony SSC-CD50 utilizada no sistema.

Ela apresenta, como características principais, 1.9 lux de iluminação mínima, 470 linhas de TV de resolução e 50dB de relação sinal ruído.

5.1.4 A Placa Digitalizadora de Imagem

Esse componente é responsável pela interface entre o sinal de vídeo composto proveniente do CCD e o microcomputador. As características fundamentais buscadas nesse equipamento foram sua compatibilidade com o padrão de vídeo e sua velocidade de digitalização, uma vez que para o sistema desenvolvido a visualização da imagem em tempo real é de fundamental importância para o usuário.

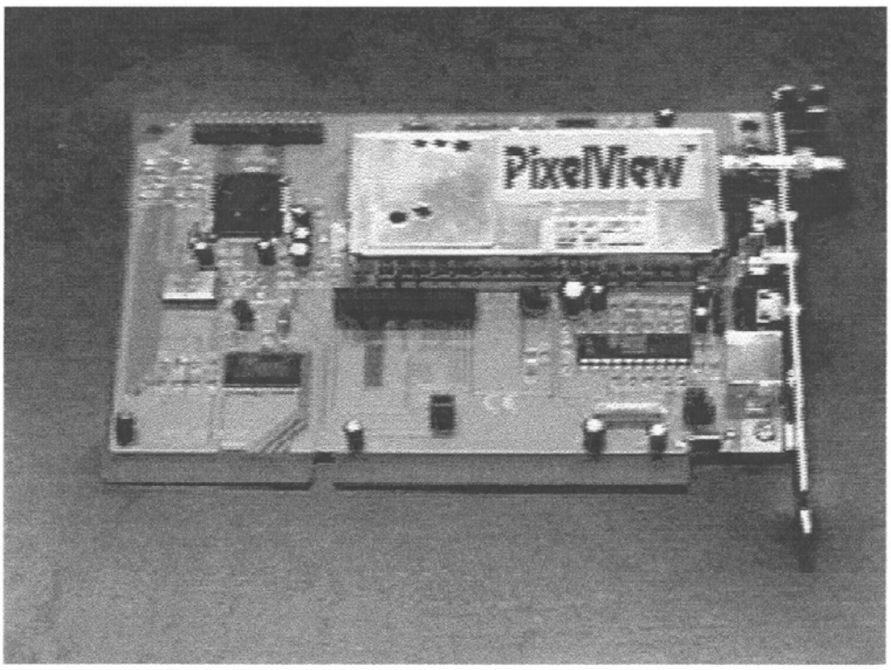


Figura 5.4: A placa digitalizadora de imagens utilizada.

Além desses aspectos citados acima, seu custo, facilidade de aquisição e a padronização dos seus drivers também foram fatores

fundamentais na escolha desse componente. A placa mais adequada e suficiente para os nossos propósitos foi a *PixelView* modelo PV-PX4072+, apresentada na figura 5.4.

5.1.4 O Padrão de Vídeo

A escolha do padrão de vídeo é fundamental para o desempenho do sistema. As imagens manipuladas pelos microcomputadores são, em geral, uma matriz de pontos, isto é, cada imagem é composta por um número limitado de pontos organizados em linhas e colunas. A cada um desses pontos está associado um valor numérico que codifica informações de cor, intensidade luminosa e saturação. Idealmente o sistema de vídeo deveria produzir uma imagem com qualidade semelhante a da cena que se focaliza, isto é, com um número incontável de linhas e colunas e com um sem fim de possibilidades de combinações entre cor e intensidade.

Na prática, há vários sistemas disponíveis que buscam essa qualidade, entretanto, obviamente, nenhum deles consegue tal precisão. Eles se sucedem em características ora melhores, ora piores. Baseado nas características dos sistemas que nos são mais acessíveis e nas reais necessidades do sistema desenvolvido, optamos pelo NTSC[30,32].

As características que determinaram a escolha desse sistema são a sua resolução, o espectro de cores que abrange, popularidade, preço e facilidade de adquirir esse tipo de equipamento e compatibilizá-lo com outro equipamentos de vídeo existentes.

5.2 Qualidade da Imagem

Reservamos esse tópico para uma discussão que, decididamente, deva estar presente nesse trabalho, ou em qualquer outro que se pretenda utilizar imagens capturadas por câmeras de vídeo para medir distâncias ou áreas. Nesse ponto, nos basearemos no diagrama em blocos de um sistema hipotético que representa muito bem, no ponto que nos interessa, a estrutura básica da maioria desses sistemas. A figura 5.5 apresenta o diagrama em blocos de um sistema hipotético que realiza medidas através de imagens.

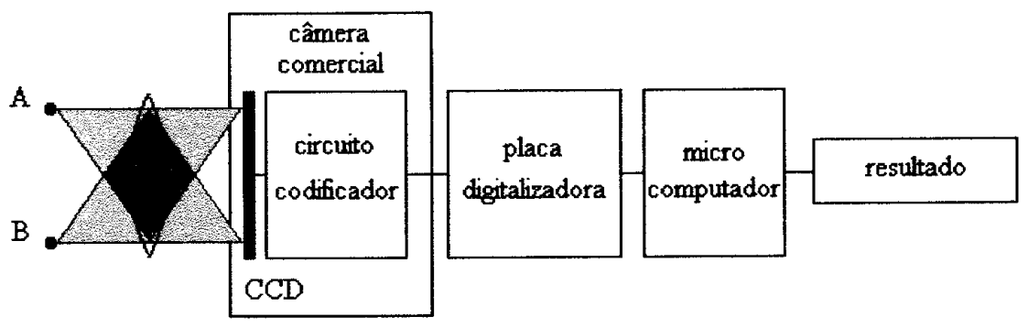


Figura 5.5: Diagrama em blocos de um sistema hipotético que realiza medidas através de imagens.

Sejam dois pontos A e B pertencentes a um objeto qualquer. A distância real entre os pontos A e B será projetada pelo sistema ótico sobre a superfície de um elemento sensível à imagem, que em nosso caso é um CCD. Essa parte do processo pode ser a origem de alguma imprecisão na

medida, que será tanto maior quanto maior forem as distorções causadas pelo sistema ótico, sejam elas de cor, forma ou simplesmente foco.

Na seqüência, o elemento sensível discretizará a imagem nele projetada de acordo com a quantidade de pixels que ele possui e com seu poder de discriminar luminosidade e cor. Quanto mais fiel for essa discretização, tanto menor será o erro adicionado nesse estágio.

A informação colhida pelo elemento sensível é codificada e transmitida ao estágio seguinte. Considerando que alguns sistemas, grupo no qual o nosso se insere, utilizam-se de uma câmera comercial, a discretização da imagem e sua codificação para posterior transmissão são funções realizadas intrinsecamente por esse aparelho e, portanto, não são acessadas pelo usuário. Sendo assim, a precisão nesses estágios será determinada pelas características da câmera de vídeo utilizada, seja a definição do sensor ou o padrão de codificação e transmissão.

O estágio seguinte é o responsável pela compatibilização entre as informações transmitidas pela câmera e o computador. Trata-se da placa digitalizadora de imagens. Aqui também vale a regra, quanto mais fiel for a digitalização, menor será o erro inserido.

Finalmente, o último passo e última fonte de erros é o método usado pelo programador para se determinar a medida desejada, e isso é uma particularidade de cada sistema.

Resta ainda lembrar que, devido ao fato de que a estrutura desse sistema é "em série", o erro intrínseco de cada estágio é transmitido ao subseqüente. Tal fato é demasiadamente importante, pois basta haver

apenas um estágio com qualidade inferior para que, então, todo o sistema tenha sua precisão e confiabilidade comprometida.

Em nosso sistema, o ponto crítico é o da codificação da imagem, tarefa realizada pela câmera de vídeo. Esse aparelho fornece em sua saída um sinal de vídeo no padrão NTSC, isto é, num padrão onde cada imagem congelada é codificada como sendo uma matriz de 525 linhas. Daí emerge uma conclusão relevante; se usarmos um detector de resolução maior que essa ou se digitalizarmos a imagem no computador numa definição também maior que essa, não teremos melhoria na qualidade do sistema. Segue um exemplo para demonstrar essa idéia.

Vamos considerar novamente dois pontos A e B localizados numa mesma linha vertical cuja distância entre eles desejamos medir (vide figura 5.6). Além disso, vamos admitir que o elemento sensível à imagem tenha uma resolução vertical de 20 linhas, o padrão de vídeo de 10 linhas e a matriz digitalizada, uma resolução vertical de 30 linhas. Se o sistema ótico e o elemento detector forem finamente compatíveis ao ponto de permitirem uma estimativa precisa da distância entre os pontos A e B, a saída do detector seria como mostra o sinal 1. Entretanto, quando esse sinal for codificado no padrão de vídeo de 10 linhas, o sinal de saída desse estágio será o sinal 2. A partir daí, não há diferença se a digitalização é executada em 10, 30 ou 40 linhas, pois o erro já estará inserido.

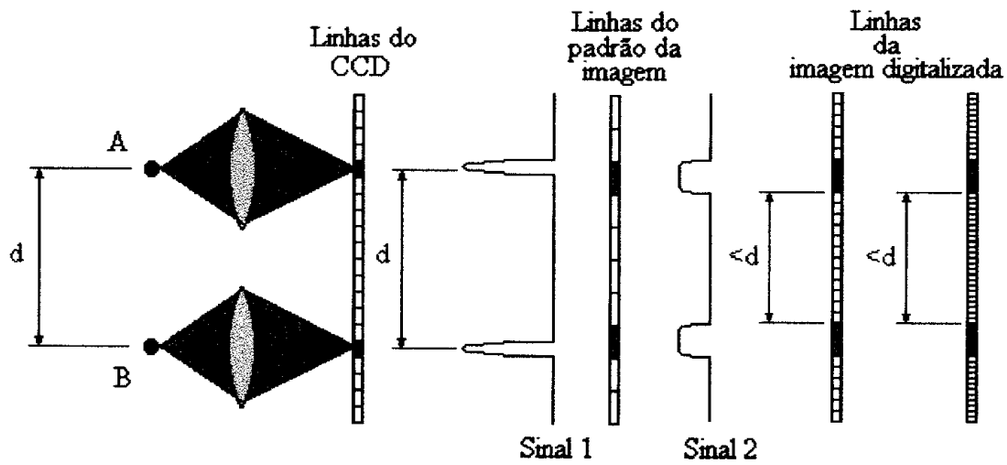


Figura 5.6: Esquema que demostra o erro inserido em um sistema de baixa resolução.

A qualidade final da imagem digitalizada e disponível para o processamento no computador depende da eficiência e qualidade de cada uma das partes do sistema. A avaliação quantitativa de cada uma dessas partes isoladas e, posteriormente, em conjunto seria uma tarefa complexa e talvez até inexeqüível. Isso porque os componentes são de uso comercial e suas características individuais são, em parte, segredo industrial.

Entretanto, é possível inferirmos de maneira menos precisa sobre sua qualidade. O sistema ótico composto pela Lâmpada de Fenda e seus acessórios sem dúvida têm definição superior aos demais componentes do sistema e, sendo assim, são esses componentes (CCD, padrão de transmissão e placa digitalizadora) que limitarão a qualidade da imagem disponível para o processamento. Como todos esses outros componentes operam no padrão NTSC, é coerente considerar que a definição de todo o sistema circundará os valores desse padrão. Considerando que durante a

medida o médico enquadrará toda a córnea, cada pixel corresponderá a uma área de aproximadamente 0,05mm^2.

É evidente que esse cálculo grosseiro não pode ser considerado como parâmetro para determinar a precisão de medida do sistema, porém ele serve para orientar-nos a respeito da compatibilidade entre os componentes utilizados e as nossas reais necessidades. Como citado anteriormente, a dificuldade em determinarmos teoricamente a precisão do conjunto todo é bastante grande e, portanto, a faremos posteriormente, de maneira empírica, o que não irá comprometer nossos objetivos.

6. A Informatização do Sistema

6.1 O "Software"

Este é a parte principal e mais complexa do sistema desenvolvido. Não fosse um *software* dedicado às tarefas propostas, nosso sistema seria apenas um amontoado de equipamentos delicados cuja operação seria tarefa restrita a um excepcional conhecedor do assunto. Aliás, provavelmente nem uma pessoa assim, dada à particularidade de certos tópicos.

A associação de um microcomputador em sistemas de diagnóstico oftalmológico expande bastante as possibilidades de avaliação do mesmo. Em nosso *software* associamos um banco de dados organizado e dedicado ao Setor de Doenças Oculares Externas, de modo a facilitar, para o usuário,

o acesso às imagens de um determinado paciente. Dessa maneira é possível que se faça a comparação entre as imagens da úlcera em diferentes dias de sua evolução, que foram obtidas nas diferentes consultas às quais o paciente compareceu. Ainda decidimos associar ao sistema algumas rotinas de *software* que permitem ao usuário efetuar manualmente medidas de área e comprimento.

Assim, desenvolvemos o *software* de modo que proporcionasse as seguintes tarefas: criar e organizar tal banco de dados, efetuar automaticamente a medida da área de uma úlcera convenientemente demarcada (procedimento clínico) e proporcionar ao usuário uma maneira fácil de efetuar medidas manuais de qualquer tipo de área e distância, quando assim o desejar, além de garantir ao médico a possibilidade de agendar futuras consultas. Utilizamos o Delphi 2.0 como compilador e o Paradox 7 como padrão para as tabelas do banco de dados.

A aplicação desse sistema num hospital escola como o "Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto" abre um novo leque de possibilidades. Ele pode ser usado como material de apoio didático, uma vez que, pela observação na tela do computador, professores e alunos poderiam discutir sobre um determinado diagnóstico ou procedimento. O banco de dados pode ser utilizado para a mesma função supra citada, além de facilitar trabalhos de revisão e epidemiologia. Pesquisas sobre a forma de evolução e o formato das úlceras de um determinado agente etiológico também podem ser efetuados com relativa facilidade.

Assim, o sistema composto por um microcomputador, câmera de vídeo e Lâmpada de Fenda abre um universo de opções, as quais exploramos em um ínfimo subconjunto. A seguir descrevemos os detalhes técnicos acerca do sistema em questão.

6.2 O Banco de Dados[33,34,35]

6.2.1 Requisitos

Como comentado anteriormente, o acompanhamento da evolução de uma úlcera pode ser efetuado, na prática, pela avaliação diária da porção da córnea acometida por essa úlcera. Portanto, para que o sistema desenvolvido alcançasse seus objetivos, a criação de um banco de dados bem organizado era necessidade fundamental. Teria que possibilitar ao usuário armazenar tantas imagens quanto se desejasse, de um mesmo paciente ou não, e em uma mesma consulta ou não, além de gerenciar seu acesso fácil, a fim de compará-las.

Além disso, era objetivo nosso que esse banco de dados fosse usado como base para uma eventual pesquisa futura e, sendo assim, uma maneira racional de se estruturar esses dados fazia-se necessária.

6.2.2 Estrutura

O banco de dados foi estruturado baseado nas necessidades descritas anteriormente e na funcionalidade do software. Cada tabela e cada um de seus campos foi adicionado em consenso com um médico especialista na área, a fim de garantir a sua eficiência e praticidade.

6.2.2.1 A Tabela Paciente

Abaixo está a estrutura da "tabela paciente" (Tabela 6.1) que contém os dados do paciente, bem como o tipo e dimensão de seus campos. O campo escolhido para ser o campo chave dessa tabela foi um auto incrementado, para possibilitar além de um número praticamente ilimitado de cadastros, a repetição de nomes. A figura 6.1 ilustra a tela apresentada ao usuário (janela com dados do paciente) relativa à Tabela 6.1.

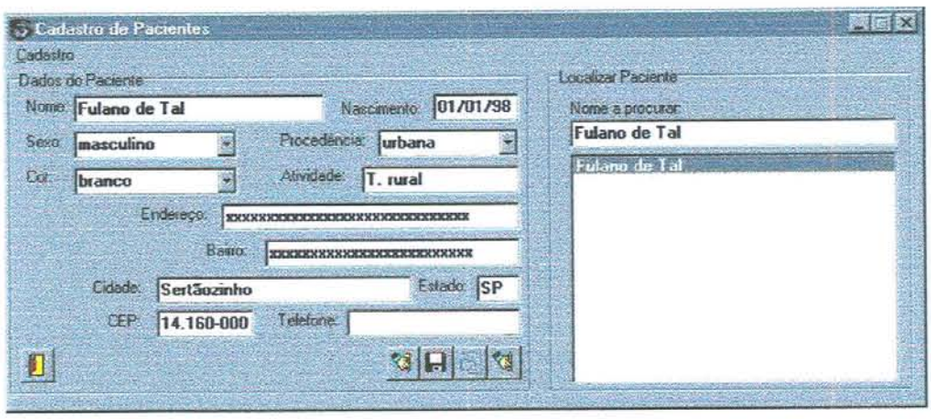


Figura 6.1: A janela com dados do paciente.

Tabela 6.1: Tabela com dados do paciente.

Nome do campo	Tipo de campo
Id_paciente	Auto incrementável
Nome	Alfanumérico
Endereço	Alfanumérico
Bairro	Alfanumérico
Cidade	Alfanumérico
Estado	Alfanumérico
CEP	Alfanumérico
Telefone	Alfanumérico
Cor	Alfanumérico
Data de nascimento	Data
Masculino	Booleano

6.2.2.2 A Tabela Médico

A "tabela médico" (Tabela 6.2) seguiu as diretrizes da anterior. Observe que não há uma ligação direta entre a tabela médico e a tabela paciente, pois foi prevista a possibilidade de diferentes médicos atenderem, em dias diferentes, um mesmo paciente. A figura 6.2 ilustra a tela apresentada ao usuário (janela com dados do médico) relativa à Tabela 6.2.

Tabela 6.2: Tabela com dados do médico.

Nome do campo	Tipo de campo
Id_médico	Auto incrementável
Nome	Alfanumérico
Endereço	Alfanumérico
Bairro	Alfanumérico
Cidade	Alfanumérico
Estado	Alfanumérico
CEP	Alfanumérico
Telefone	Alfanumérico
CRM	Alfanumérico
Data de nascimento	Data
Masculino	Booleano

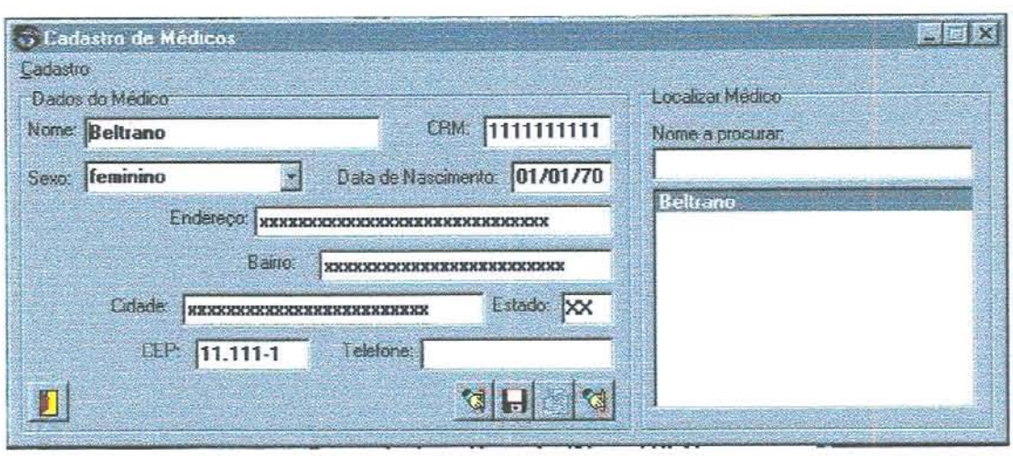


Figura 6.2: A janela com dados do médico.

6.2.2.3 A Tabela Úlcera

A "tabela úlcera" (Tabela 6.3) também seguiu a estrutura das anteriores. Talvez o nome mais correto para essa tabela fosse imagem, pois é essencialmente o que ela representa. Note que atribuindo a propriedade de auto incremento ao campo chave, foi possível criar quantas imagens desejássemos de cada úlcera, ou de cada olho ou ainda, de cada paciente.

Tabela 6.3: tabela com dados da úlcera.

Nome do campo	Tipo de campo
Id_úlcera	Auto incrementável
Id_consulta	Inteiro
Tamanho	Ponto flutuante
Olho direito	Booleano
Agente etiológico	Alfanumérico
Tipo	Inteiro
Processada	Booleano
Aumento	Inteiro

6.2.2.4 A Tabela Consultas

A "tabela consultas" é a tabela chave do nosso banco de dados (Tabela 6.4). É uma tabela simples em número de campos, porém é ela que permite associarmos as diferentes imagens a diferentes pacientes e médicos, além de agrupá-las em diferentes datas. A figura 6.3 ilustra a tela apresentada ao usuário (janela com dados da consulta) relativa à Tabela 6.4.

Tabela 6.4: Tabela com dados da consulta.

Nome do campo	Tipo de campo
Id_consulta	Auto incrementável
Id_paciente	Inteiro
Id_médico	Inteiro
Data	Alfanumérico

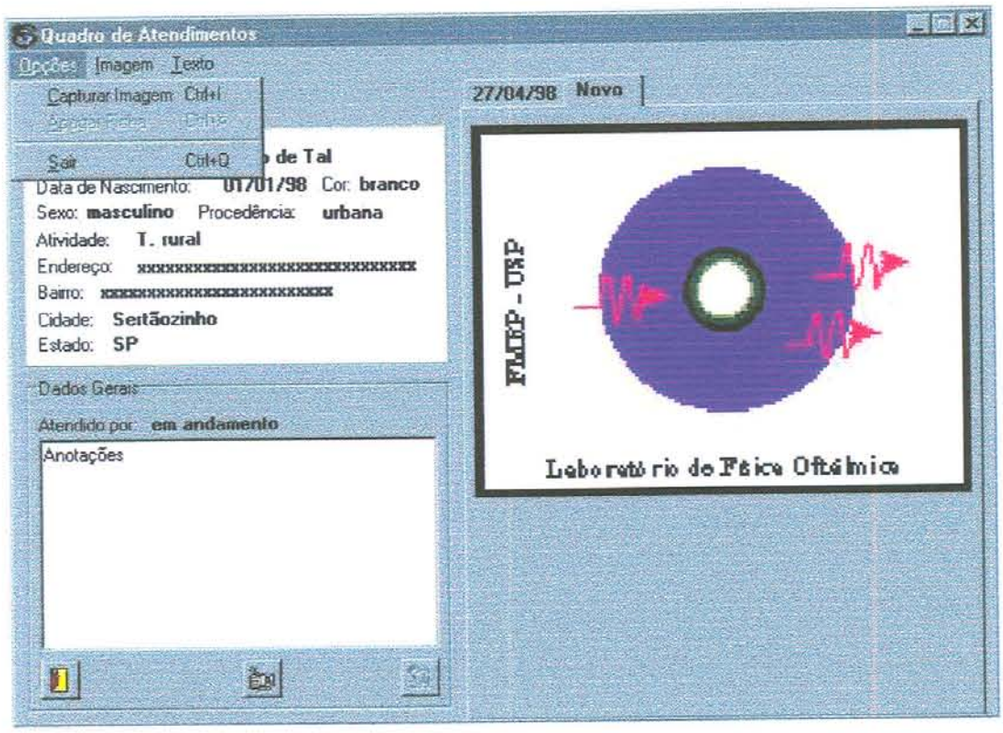


Figura 6.3: A janela com dados da consulta.

6.2.2.5 Outras Tabelas

Foi adicionado ainda ao mesmo banco de dados três outras tabelas com as finalidades de economizar espaço para dados repetitivos, memorizar os principais agentes etiológicos e possibilitar a organização de uma agenda médica para controle de retornos. A estrutura dessas tabelas está explicitada na figura 6.4 a seguir, juntamente com a estrutura final do banco de dados.

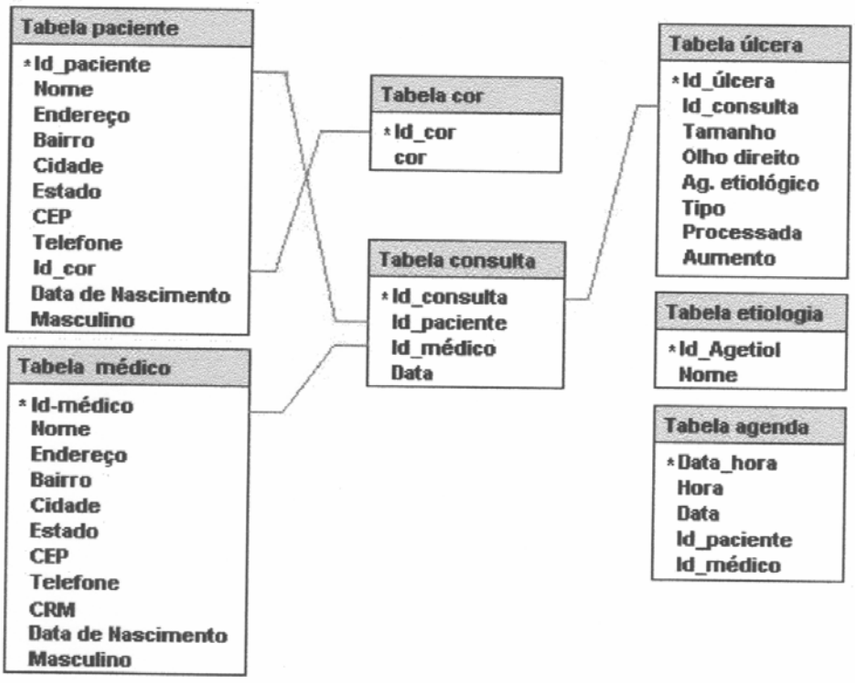


Figura 6.4: Estrutura geral do banco de dados.

6.3 A Determinação da Área

O item anterior tratou de uma das partes do "software" desenvolvido. Antes de discutirmos aqui qual o método pelo qual o "software" realiza o cálculo da área ocupada pela úlcera, vamos nos ater ao método convencional de demarcação da mesma, pois é sobre ele que nos baseamos para efetuar tão laboriosa tarefa.

6.3.1 O Método Convencional

Como comentado no capítulo I (item 3.4), o método usual de isolamento de área de úlcera de córnea é através da instilação de fluoresceína, que penetra no estroma e então fluoresce no verde ao incidir na lesão uma luz branca com filtro azul, disponível em LF. A área fica demarcada e a extensão da lesão é estimada pela sua comparação com um gabarito circular de raio conhecido, existente nas LF. A figura 6.5 ilustra a imagem da úlcera, com esse gabarito, observada pelo médico através das oculares da LF para estimar a extensão da úlcera.

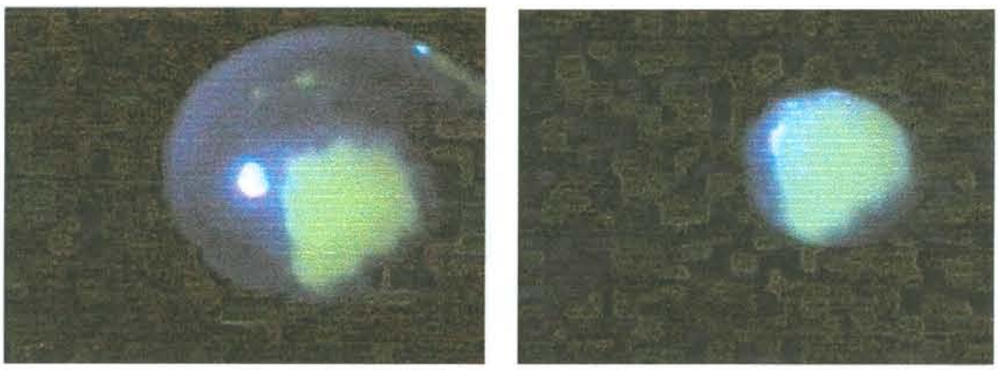


Figura 6.5: Foto mostrando a imagem da úlcera, interposta por um gabarito, visualizada através das oculares da LF para estimar a extensão da lesão. (a) tamanho do modelo excessivamente grande; (b) tamanho adequado do modelo.

Em nosso sistema, utilizamos o mesmo procedimento detalhadamente descrito anteriormente, entretanto ao invés de projetar uma

figura de medida conhecida (escala graduada), o usuário agora pressiona um pedal (sistema de aquisição de imagens via pedal desenvolvido por nós) e a imagem que ele visualiza é congelada na tela do computador, onde ele pode optar pelo cálculo automático da área ou pela sua determinação manual. A foto, mostrando em detalhes todo o sistema , está apresentada na figura 6.6.

Figura 6.6: Foto, mostrando em detalhes o sistema de aquisição de imagem através do pedal.

6.3.2 A Medida Automática da Área

O cálculo automático da área é efetuado pelo software de uma maneira bastante simples. Uma vez que a imagem digitalizada é uma matriz de pontos (pixels), a área de úlcera é diretamente proporcional à quantidade

de pontos que a representam nessa matriz. Portanto, basta que contemos esses pontos e façamos uma correlação com o tamanho real para que tenhamos a área da úlcera calculada.

A dificuldade fica agora voltada para a obtenção de um método que conte adequadamente somente os pontos pertencentes à úlcera. Para isso, utilizamos uma propriedade que é peculiar somente desses pontos quando se ilumina o olho afetado com a luz azul: eles são os únicos verdes.

6.4 Outras Rotinas

Em algumas situações especiais, pode ser interessante ao médico realizar uma medida de área ou comprimento manualmente, sem depender de um processamento automático. Partindo do princípio que temos a imagem de um olho e a relação comprimento/pixel, acrescentamos ao software alguns trechos de programação que permitem efetuar essa tarefa.

6.4.1 Medida Manual da Área

Naquelas situações onde a medida automáticas não satisfaz completamente o usuário, proporcionamos a ele a opção de contornar manualmente a superfície cuja área deseja-se medir. A tarefa do software não mudou em objetivo, porém o fez em meios. Continua medindo área, mas agora, diferentemente de anteriormente quando essa tarefa era realizada

baseada na quantidade de pontos que haviam na úlcera, temos um contorno a partir do qual a área deve ser determinada.

Essa relação entre área de uma superfície e seu contorno pode ser obtida, com algumas considerações, a partir de um teorema descrito pelo físico inglês, George Green, no século passado, que relaciona a integral dupla de uma função de duas variáveis com uma integral de linha. Esse teorema e a equação resultante utilizada são demostrados no próximo item.

6.4.1.1 O Teorema de Green[36]

A tarefa aqui foi calcular a área delimitada por um contorno. Classicamente[37] utiliza-se o teorema de Green para realizá-la, porém seu uso não se faz por aplicação direta, uma vez que esse teorema garante a igualdade entre uma integral de linha e uma integral de superfície, que representa o volume de um sólido e não a área de uma superfície. Abaixo está enunciado o teorema de Green e representado pela equação 6.1.

Sejam M e N funções de duas variáveis x e y tais que têm derivadas parciais primeiras contínuas num disco aberto B em R^2. Se C é uma curva fechada simples, seccionalmente lisa, situada inteiramente em B, e se R é a região definida por C, então:

$$\oint M(x,y)dx + N(x,y)dy = \iint_R \left(\frac{\partial N}{\partial x} - \frac{\partial M}{\partial y} \right) dA \qquad (6$$

A consideração feita para que se possa calcular a área de uma superfície através do volume do sólido limitado por ela é a de que esse sólido tenha altura constante e igual a unidade, pois dessa maneira ambas têm mesmo valor numérico. Feita essa consideração podemos usar o referido teorema para o cálculo de áreas, que "traduzido" para o campo computacional, nos padrões que nos interessa, fica como mostra a equação 6.2.

$$Área = \frac{1}{2}\sum_{k=0}^{n}\left(x_{k+1}y_k - x_k y_{k+1}\right) \tag{6.2}$$

6.4.2 A Determinação de Distâncias

A determinação da distância entre dois pontos qualquer da imagem recém aquisicionada foi uma idéia que nos surgiu após averiguarmos quantas possibilidades o microcomputador nos proporcionou. Utilizando essa opção, torna-se possível a determinação da extensão de uma lesão, do comprimento de um pterígio, do diâmetro de abertura da íris ou de um transplante, enfim, qualquer comprimento que seja interessante.

O método para se determinar a distância entre dois pontos escolhidos pelo usuário foi, dentre todas, a tarefa mais facilmente implementada ao software. Para tal, baseamo-nos no teorema de Pitágoras, tão conhecido de todos nós.

6.4.2.1 O Teorema de Pitágoras[38]

Dado um triângulo retângulo qualquer, a soma do quadrado de seus catetos é igual ao quadrado de sua hipotenusa, representado na equação 6.3. A figura 6.7 mostra como foi aplicado esse teorema em nosso caso. Obviamente a unidade do resultado obtido foi *pixels* e, portanto, posterior conversão foi necessária.

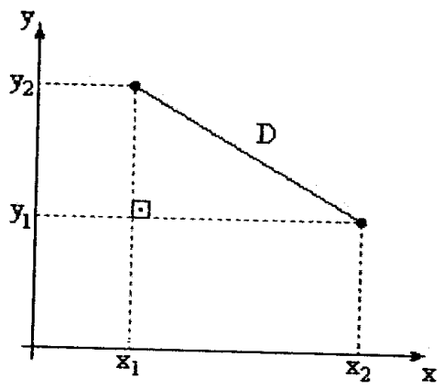


Figura 6.7: O Teorema de Pitágoras.

$$(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 = D^2 \qquad (6.3)$$

A Figura 6.8 Abaixo mostra o operador fazendo a medida da área de um contorno.

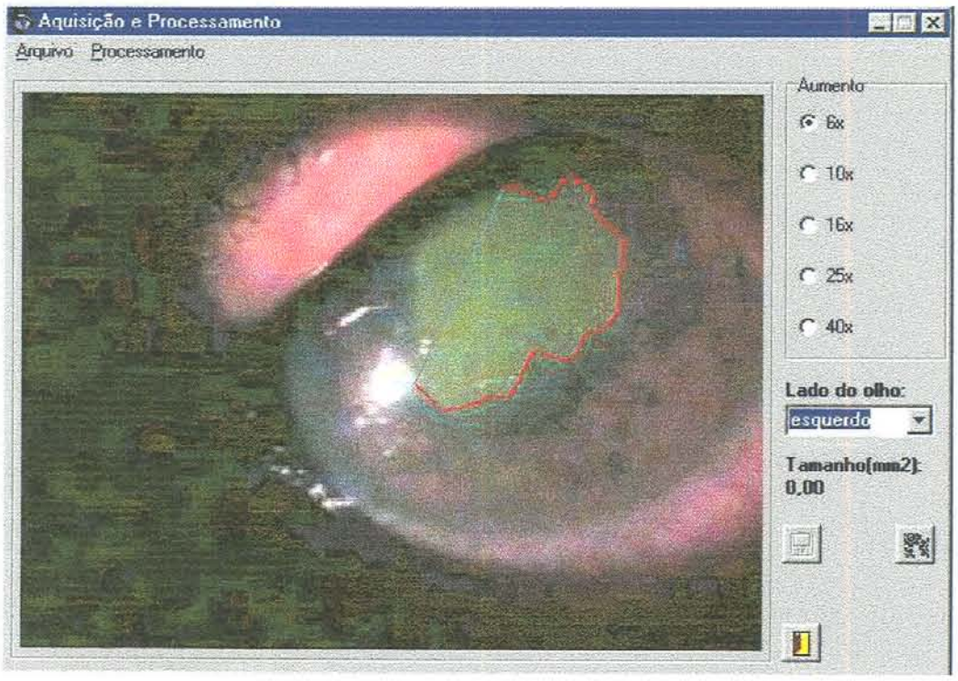


Figura 6.8: A medida da área de um contorno.

6.5 Calibração

Este é um ponto crítico de todo o sistema. De nada adianta segmentarmos corretamente a imagem e contarmos precisamente os pontos a que ela pertencem se não soubermos a quanto cada um desses pontos corresponde realmente. Portanto é imprescindível que se conheça a verdadeira relação pixel/comprimento para o funcionamento satisfatório do sistema.

Considerando que cada Lâmpada de Fenda possui cinco diferentes graus de magnificação (6x, 10x, 16x, 25x e 40x), a relação pixel/comprimento deve ser cinco vezes determinada. Além do mais, era intenção que o sistema pudesse ser adaptado à diferentes lâmpadas de

fenda, e portanto várias vezes a calibração deveria ser efetuada. Além do mais, a própria utilização freqüente do sistema pode levar, a médio prazo, a pequenos desajustes o que implica na necessidade de uma recalibração periódica do aparelho.

Assim, para simplificar uma tarefa exaustiva e freqüente, criamos uma parte do software especializada em realizar essa calibração.

Para realizar a calibração, o operador focaliza, com o sistema, um retículo de precisão, aquisiciona essa imagem, e informa ao programa qual o comprimento desse retículo e o aumento de Lâmpada de Fenda utilizado. Em seguida, como *mouse*, marca as extremidades desse padrão na imagem congelada e automaticamente a nova relação comprimento/pixel é determinada.

Uma problema foi logo percebido. Nos aumentos menores, há uma grande dificuldade em se determinar o ponto de focalização do aparelho, pois em várias posições ao redor desse ponto não há diferença significativa na nitidez da imagem. Contudo, apesar da nitidez constante, o tamanho da imagem varia e a precisão da relação comprimento/pixel pode ser determinada erroneamente. Para minimizar esse problema, a calibração deve ser realizada várias vezes para um mesmo aumento e o programa realiza a média dos resultados obtidos.

IFSC-USP SERVIÇO DE BIBLIOTECA E INFORMAÇÃO

6.6 A Manipulação da Cor e Imagem pelo Computador[32]

Como citado no item 4.1.1, o compilador[33,34,35], o *software* que utilizamos para fazer o programa, trata uma imagem como uma matriz $m_x n$ onde cada ponto dessa matriz possui três valores associados, uma da componente de vermelho (R), um da de verde (G) e um da componente de azul (B). A definição da dimensão e resolução dessa matriz dependem tanto da placa digitalizadora de imagem como do padrão de vídeo utilizado. Lembrando que fazemos uso do padrão NTSC, a placa digitalizadora deve estar ajustada para fornecer uma imagem com uma resolução menor ou igual a essa, mas não maior, pois seríamos redundantes quanto à informação recebida (vide item 5.2). A resolução utilizado por nós foi um consenso entre o padrão de vídeo, o tempo de processamento e a qualidade avaliada pelo médico especialista. Escolhemos trabalhar com uma imagem de 520X360 pixels.

Outro ponto que deve ser discutido diz respeito ao valor de cada uma das componentes (RGB), de cada um dos pontos da imagem. Apesar do compilador utilizar 24bits para cada ponto, 8 bits para cada componente (256 níveis possíveis), a configuração da placa digitalizadora permite que ela faça a conversão (digitalização propriamente dita) para apenas 16bits. Assim, não é sensato considerar precisos os 24 bits fornecidos pelo compilador, uma vez que ele recebe apenas 16 bits da placa digitalizadora.

Esse é mais um ponto obscuro ao qual estamos sujeitos quando usamos equipamentos comerciais que não permitem acesso a algumas de suas características de funcionamento. Tal fato nos faz reforçar a idéia proposta anteriormente: determinar quantitativamente o erro inserido em cada um dos estágios do sistema é algo complexo e talvez até de pouca utilidade. Necessário é inferir sobre a qualidade final do sistema e determinar empiricamente se sua precisão condiz com nossas reais necessidades.

7. O Processamento de Imagem

7.1 A Automação

Como já mencionado anteriormente, o primeiro objetivo desse trabalho foi realizar uma medida automática e direta da área da superfície da córnea lesada por uma úlcera. A maneira convencional de se fazer essa tarefa engloba alguns passos que são automáticos para o ser humano, tal como focalizar a cena, e outros que envolvem algum grau de cognição, como identificar a úlcera contida na cena e efetuar medida dessa lesão.

Baseados nesses passos podemos estratificar todo o processo de automação em três níveis que se sucedem, partindo de um automatizado para outros que requerem compreensão e interpretação a fim de realizar a desejada tarefa.

Denominamos processamento em baixo nível, aquele que trata da aquisição e do pré-processamento da imagem. Fazendo uma analogia com as funções realizadas por um ser humano, ele seria a acomodação visual[27] e o ajuste da quantidade de luz que atravessa a pupila. O processamento em nível intermediário é responsável pela identificação e separação das regiões de interesse, e o último estágio, processamento em alto nível, é o que realiza a tarefa específica desejada por nós, ou seja, faz a medida da área.

7.2 O Processamento em Baixo Nível

Essa etapa do processo depende do usuário e, portanto, não é realizada automaticamente. Trata-se do enquadramento e focalização da lesão. O operador, utilizando-se dos controles da sua própria Lâmpada de Fenda (manche, ajuste de altura, aumento, luminosidade) ajeita todo o sistema no ponto de funcionamento que for mais adequado ao seu interesse. Então, pressionando-se um pedal ele impõe ao sistema o término de execução a tarefa.

7.3 O Processamento em Nível Intermediário

Como já mencionado, no processamento em nível intermediário ocorre a identificação e a separação da região de interesse. A primeira parte, descrita a seguir como pré-processamento, seleciona da cena todos

os pontos que contêm alguma informação relevante, sem considerar se eles pertencem a uma região de interesse ou não, desprezando aqueles outros que são devidos ao ruído intrínseco do processo. A separação ou segmentação da região de interesse inicia-se a partir daí e agora seleciona apenas os pontos pertencentes à úlcera.

7.3.1 O Pré-processamento

O pré-processamento é realizado em dois estágios simultâneos: o limiar e o filtro da mediana. Em comum entre eles há uma prévia conversão dos valores RGB de cada ponto da imagem para uma unidade que exprima intensidade luminosa total desses pontos (I). Para tal fizemos uso da equação 4.3(a).

7.3.1.1 O Limiar (*threshold*)

Nesse estágio, foram excluídos os pontos que não continham informações relevantes. O ponto em questão é determinar o que é uma informação relevante. Não é incorreto considerar que as imagens obtidas pelo sistema para diferentes medidas são semelhantes, uma vez que serão sempre um região corada em verde (úlcera) sobre parte de um olho. Assim, consideramos irrelevantes os pontos de pouca intensidade luminosa. Um novo problema surge: determinar o que é pouca intensidade luminosa. Novamente usamos a propriedade da semelhança entre as diversas

imagens obtidas e determinamos, com o auxílio de um histograma, um nível luminoso a partir do qual os pontos são relevantes ou não.

Na figura 7.1 podemos ver o típico de uma imagem aquisicionada. O grande pico, no início da curva contém os pontos de baixa intensidade e a região da direita contém os com intensidade luminosa suficiente para serem considerados relevantes. Entre as duas regiões está o nível considerado limiar.

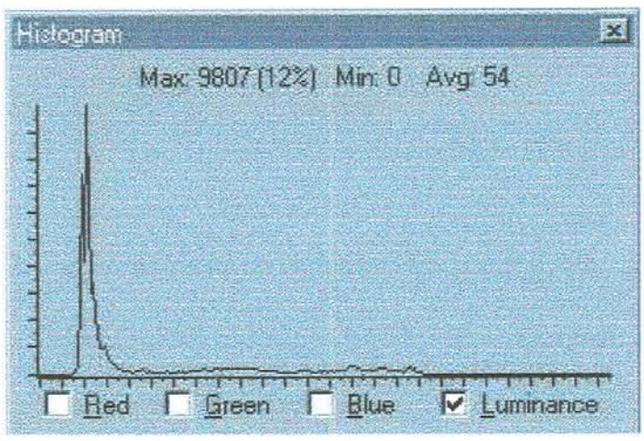


Figura 7.1:Histograma de intensidade.

O resultado desse procedimento é uma matriz com as dimensões da imagem, cujos elementos assumem somente dois tipos de valor: "1", isto é, *relevante* ou "0", *irrelevante*.

7.3.1.2 O Filtro da Mediana

O processo anterior (limiar) é imperfeito pois alguns pontos podem não pertencer a uma região de interesse e serem considerados relevantes. Para excluí-los, consideramos que esses pontos são isolados, ou seja, não existem outros semelhantes em suas vizinhanças. O filtro da mediana analisa toda a imagem, ponto a ponto, e ordena em um vetor os valores atribuídos aos oito pontos que circundam cada um dos pontos da imagem e atribui ao ponto central o valor da mediana desse vetor. Assim, se o ponto verificado for isolado, a ele será atribuído o valor da maioria de seus vizinhos, ou seja, *irrelevante*.

A figura 7.2 mostra o resultado final da etapa de pré-processamento. A figura 7.2(a), mostra a imagem original; a 7.2(b) mostra a mesma imagem, após o limiar, em vermelho; a 7.2(c), a imagem após o filtro da mediana; e a 7.2(d), a imagem original suprimindo os pontos irrelevantes.

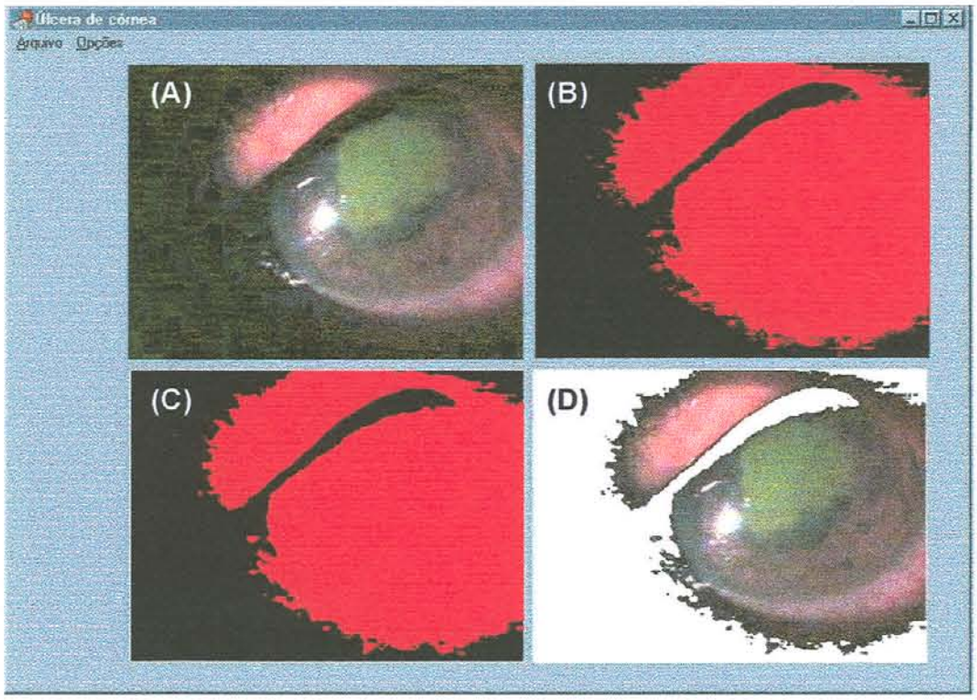


Figura 7.2: As diversas etapas do pré-processamento: (a) a imagem original; (b) mesma imagem, após o limiar, em vermelho; (c) a imagem após o filtro da mediana; (d) a imagem original suprimindo os pontos irrelevantes.

7.3.2 A Segmentação[28,29]

O método de separação de uma região de interesse de uma imagem é denominado segmentação. Para separar a úlcera, nossa região de interesse, de toda imagem pré-processada, devemos escolher uma ou um conjunto de propriedades que possa diferenciá-la dos demais elementos dessa imagem. Em nosso caso, apenas a região da lesão se cora com

fluoresceína e, portanto, apenas ela é verde quando iluminada pelo azul, como foi descrito anteriormente. Assim, escolhemos a cor como a propriedade que identificará os pontos que pertencem à úlcera.

Há basicamente dois processos pelos quais é possível identificar e selecionar a cor de um elemento. Lembrando que a cromaticidade está relacionada com o matiz e a saturação, usar o sistema HSI é uma alternativa bastante interessante. Por outro lado, coincidentemente o verde é uma cor básica do sistema RGB e, sendo assim, utilizá-lo também pode ser vantajoso.

7.3.2.1 A Segmentação pelo Sistema HSI

Como vimos no item 4.1.1.3, no sistema HSI, uma cor corresponde a uma associação entre valores da componente de matiz (H) e da componente de saturação (S). A figura 7.3 mostra um círculo onde estão representadas todas as cores do sistema HSI, sem considerar a componente brilho (I), que será discutida posteriormente. Como podemos observar, selecionar os pontos de uma determinada cor implica em escolher aqueles pontos que ocupam uma determinada região no disco. A figura 7.4 mostra um histograma de uma imagem típica capturada pelo sistema. Novamente com uma série de imagens semelhantes determinamos quais as melhores faixas de valores de "S" e "H" para limitar a região de interesse, ou seja, o verde. É importante salientar que esse processo não limita-se ao verde, mas a qualquer cor que se queira selecionar.

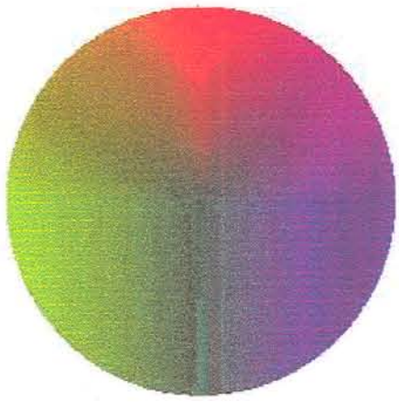


Figura 7.3: A cores codificadas pelo sistema HSI.

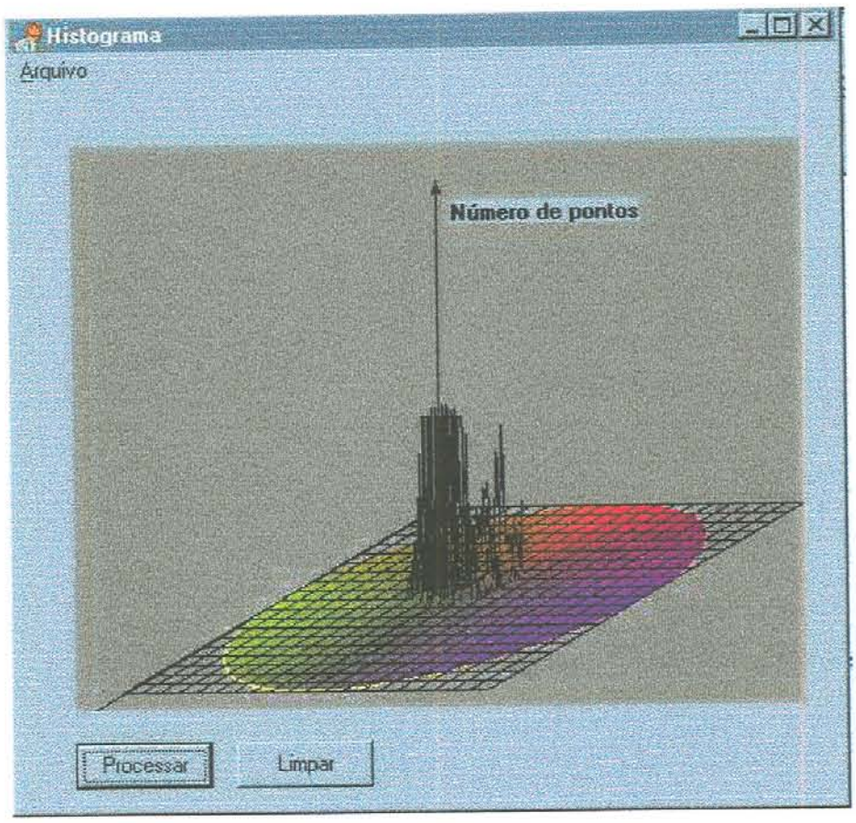


Figura 7.4: O histograma de uma imagem típica capturada pelo sistema.

7.3.2.2 A Segmentação pelo Sistema RGB

Seguindo raciocínio análogo ao tópico anterior, vamos aqui selecionar os pontos verdes da imagem pré-processada que alcança esse estágio do processamento. Mas o que é o verde no sistema RGB? Como pode ser constatado pela figura 4.3(d), (e) e (f), o verde é a cor onde a componente de verde se sobressai entre as demais. Quanto mais evidente for a supremacia dessa componente, mais verde será o ponto. Portanto, a condição de segmentação que escolhemos foi: são pontos pertencentes à úlcera os pontos que possuírem o nível de verde (G) maior que o de vermelho (R) e o de azul (B).

Ao final, comparando-se os resultados obtidos com ambos os métodos de segmentação, optamos pelo realizado no sistema RGB, pois ele mostrou-se (a) mais simples, (b) rápido e (c) eficaz.

7.4 O Processamento em Alto Nível

A tarefa reservada para essa parte do processamento é a de medir a área da lesão. O tipo de informação que chega a esse estágio é um conjunto de pontos que compõem a imagem de uma úlcera. Baseado nisso, o método escolhido para realizar tal tarefa apoia-se no fato de que a área da imagem é proporcional à quantidade de pontos que ela contém. Portanto, basta determinarmos qual é a área representada por um único ponto e, a

partir daí, inferir sobre o tamanho total da lesão. Essa tarefa é realizada pelo trecho de programação de calibração, citado no item 6.5.

Imediatamente surge uma questão: uma úlcera em uma córnea tem a conformação espacial semelhante a da superfície que a contém, ou seja, uma casca esférica. Então como um sistema que captura uma imagem plana, portanto bidimensional, pode medir a área de uma superfície tridimensional precisamente? Infelizmente não pode, e esse é um erro intrínseco ao procedimento.

Sem dúvidas é possível acrescentar a essa etapa do processamento um trecho de programação que compense parcialmente esse erro, pela consideração de que a lesão está no centro da córnea e que as dimensões da mesma são aproximadamente constantes para diferentes indivíduos. Entretanto optamos por não o fazer. Foi uma questão em que se pesou os prós e os contras. A favor está um provável aumento de precisão e contra está: (a) o aumento de erro que esse processo pode inserir em situações particulares, (b) o fato de que a intenção é acompanhar a evolução da úlcera (acompanhar um valor numérico ao longo dos dias) e não determinar com extrema precisão a sua área, (c) essa seria uma etapa a mais de processamento que implicaria em maior demora em oferecer o resultado da medida e, finalmente, (d) classicamente sempre se fez a medida da úlcera considerando-a uma figura plana sem conseqüências catastróficas.

7.4.1 O Reflexo

Já nos primeiros testes com o processamento automático, um problema surgiu. As imagens obtidas não eram tão regulares como prevíamos. A verdade é que a superfície corneana, recoberta pelo filme lacrimal, reflete intensamente uma porcentagem da luz incidente, proveniente da própria Lâmpada de Fenda. A conseqüência imediata desse fenômeno é a presença de uma reflexo da fonte de iluminação sobre a córnea, como mostra a figura 7.5.

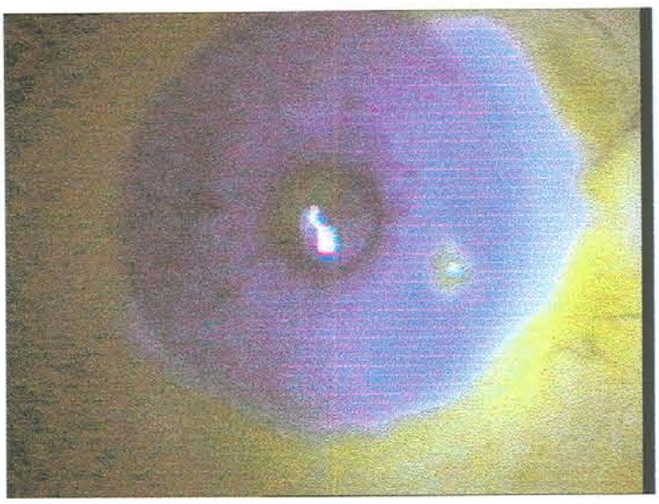


Figura 7.5: A imagem de uma úlcera com o reflexo sobreposto.

Inicialmente esse fenômeno não nos pareceu um problema maior, contudo o reflexo não tinha uma posição fixa e em algumas situações estava no interior da área delimitada pela úlcera e em outros, fora dela. Não obstante, esse reflexo era suficientemente intenso de forma a saturar o detector de imagem e, portanto, apesar de ser de cor azul à observação

através da Lâmpada de Fenda, apresentava-se de cor branca na imagem obtida.

O problema que se configurava era então resumido da seguinte maneira: se o reflexo estivesse sobre a úlcera deveria ser considerado como parte integrante dela, caso estivesse fora, não deveria ser considerado no cálculo de seu tamanho. Além do mais, mais uma hipótese foi considerada agravando ainda mais o problema: como poderíamos concluir que uma região saturada na imagem tem como superfície refletora uma área ulcerada ou não? A única maneira de descobrir a resposta para essa questão é movimentar a fonte luminosa e verificar a integridade do epitélio escondido pelo reflexo, o que é uma operação inexeqüível numa imagem congelada.

A solução mais óbvia para o problema foi eliminar o reflexo da imagem antes de sua aquisição. Lembrando que a luz é emitida, refletida sobre a córnea e recebida pelo detector, teoricamente era possível se atuar em três níveis: na fonte de iluminação, na reflexão e na recepção da imagem.

A primeira idéia foi utilizar um difusor frente à fonte de iluminação. O resultado foi que o reflexo continuava presente, mas agora tinha a forma do difusor. A seguir tentou-se deslocar a fonte de iluminação lateralmente, a fim de deslocar o reflexo para a periferia da córnea. Quando isso ocorria, a fonte de iluminação estava tão tangencial à superfície, que o lado oposto do olho já não era iluminado. Surgiu então, a idéia de serem associadas outras fontes de iluminação ao sistema, para sanar a falha anterior. Antes que

pudéssemos confeccionar e testar todos os sistemas criados, a constatação de que a colocação dessas novas lâmpadas tornaria a manipulação do aparelho inviável nos fez abandonar a idéia. Por fim, ainda atuando sobre a iluminação, houve a tentativa de se distribuir o reflexo por toda a superfície corneana pelo acoplamento de um difusor cônico à Lâmpada de Fenda. Novamente a idéia foi abandonada pela falta de praticidade da solução criada.

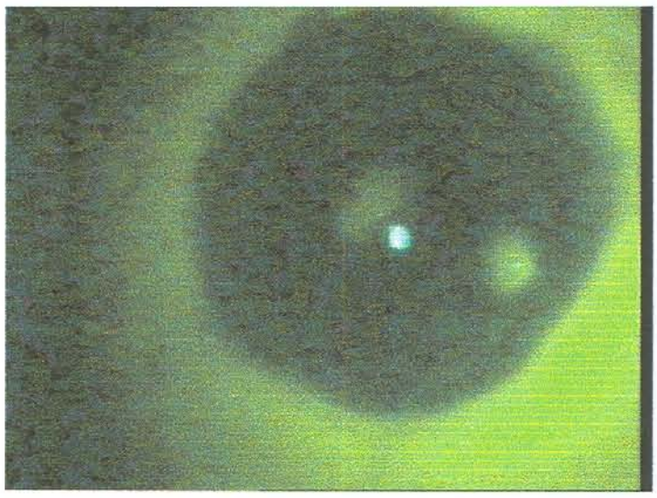
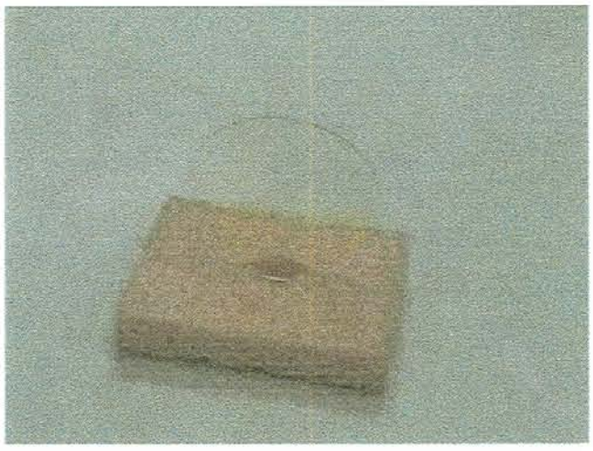
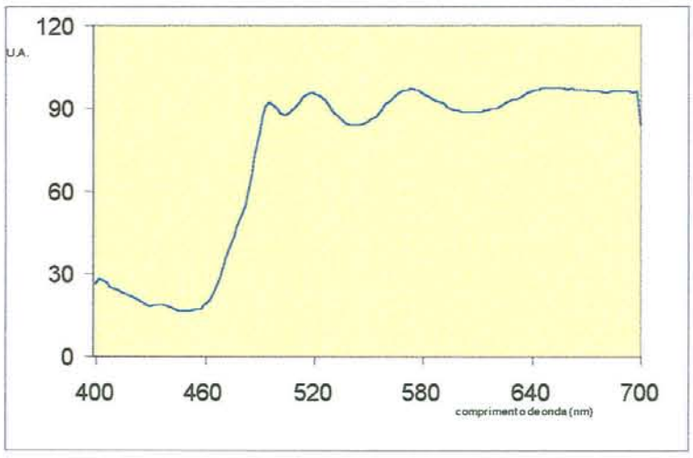


Figura 7.6: A imagem aquisicionada com um filtro interposto entre o olho e o detetor.

Atuando sobre a luz refletida, interpomos em seu trajeto até o detector um filtro que atenuasse o componente de azul, principal responsável pelo reflexo, uma vez que a fonte luminosa é azul. O resultado foi frustrante pois apesar do filtro o reflexo continuava presente, como mostra a figura 7.6, acima. O filtro e sua curva de resposta podem ser observados nas figuras 7.7(a) e (b) abaixo, respectivamente.



(a)



(b)

Figura 7.7 (a) O filtro utilizado (b): A curva de transmissão do filtro utilizado.

O último estágio em que se havia possibilidade de atuar era sobre o detector, diminuindo sua sensibilidade. Mais uma vez o resultado não foi satisfatório; quando a sensibilidade era tal que o reflexo deixava de saturar

o CCD e tornava-se azul, as demais regiões da imagem estavam tão escurecidas tornando seu reconhecimento deficiente, como mostra a figura 7.8.

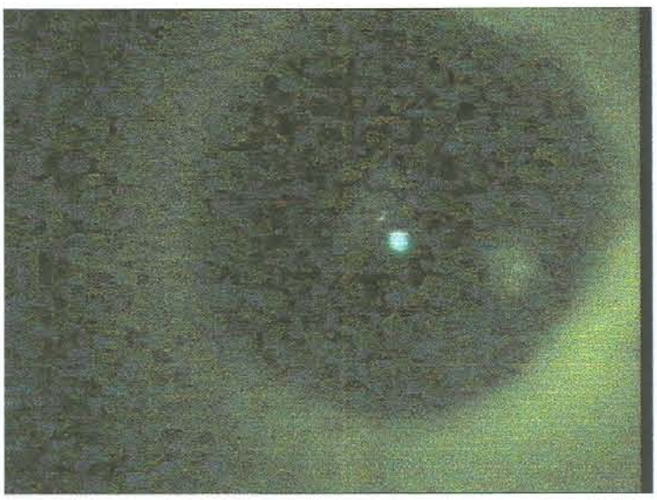


Figura 7.8: Imagem aquisicionada mostrando a presença do reflexo, ainda branco, com perda da definição da região ulcerada.

A solução encontrada para este relativo complexo problema computacional foi simples, porém não muito elegante. Proporcionou-se ao operador a opção de considerar a região do reflexo como constituinte da úlcera ou não. É consenso que poderia ser adicionado ao *software* um trecho de programa que identificasse o reflexo interior ou exterior à região lesada e automaticamente o considerasse ou não, entretanto, como citado anteriormente, jamais poderíamos garantir a situação do epitélio por ele escondido. Cabe ainda colocar que, a possibilidade da exclusão da região saturada por outros métodos não está, em hipótese alguma, afastada. Porém, por hora, a solução encontrada não adicionou custos ao sistema,

não interfere com o manuseio da Lâmpada de Fenda e sobretudo, agradou ao médico especialista.

8. O Controle externo

8.1 O "Hardware"

8.1.1 Requisitos

Uma vez resolvido os problemas com o *software* deparamo-nos com mais uma dificuldade, que foi a inadequação dos controles do sistema. Durante o processo de exame, ao focalizar a região ulcerada, o médico submete o paciente a uma situação de desconforto, pois um dos sintomas da patologia é a fotofobia. Por isso, é necessário que se faça a medida rapidamente, ou seja, no instante que se focalize a lesão a imagem deve ser capturada. Entretanto, o intervalo de tempo que o operador levava para abandonar sua posição de "focalizador" e acionar o *mouse* sobre o botão de captura era suficiente para que o paciente se mexesse e a imagem perdesse o foco.

A solução para o problema descrito foi adicionar um pedal a todo o sistema, permitindo ao examinador fazer a captura da imagem sem tirar os olhos das oculares da Lâmpada de Fenda.

A figura 8.1, mostra o pedal desenvolvido para o sistema.

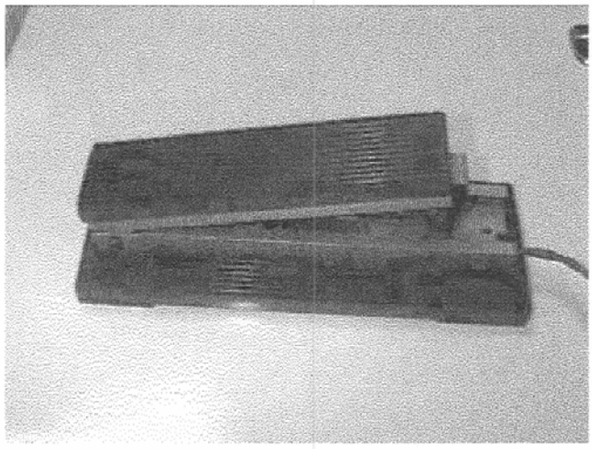


Figura 8.1: O pedal.

8.1.2 A Entrada Serial

A conexão entre o pedal e o microcomputador pode ser realizada de diversas maneiras, como por exemplo pela entrada serial, paralela ou por uma placa diretamente ligada a estruturas internas do computador. Optou-se pela porta serial, pois esta superou a idéia da confecção de uma placa e da entrada porta paralela, devido sua simplicidade, e pelo fato da porta paralela ser normalmente utilizada pelas impressoras.

O tipo de comunicação efetuada entre o pedal e o computador é a mais simples possível, pois é unidirecional, isto é, apenas o pedal envia informação para o computador. Ainda é codificada por apenas um *bit*, pois o pedal só pode estar *pressionado* ou *não-pressionado*. Partindo desses dados, pode-se concluir que apenas um sinal de interrupção seria suficiente para que o *software* interpretasse o comando como "congelar a imagem" e, além disso, uma nova interrupção pode ser considerada como

"descongelar a imagem", o que daria ao operador a opção de enquadrar novamente a lesão caso não esteja satisfeito com o resultado obtido. Isso simplifica bastante todo o projeto, pois descarta a necessidade de se codificar um dado no padrão da interface serial.

Uma vez que essa interface é do padrão RS-232[39,40], sabemos que apenas uma mudança no estado da linha de comunicação, de "0" para "1", é interpretada como *start bit* e gera uma interrupção na execução do programa, exatamente da maneira desejada. Então, foi necessário desenvolver um circuito que realizasse essa tarefa.

8.1.3 O Schmitt-trigger

O circuito que realiza a tarefa descrita no item anterior não pode ser apenas uma chave de liga e desliga como mostra a figura 8.2(a) pois o ruído inerente ao processo poderia levar a uma falsa interpretação do *software*, como mostra a figura 8.2(b).

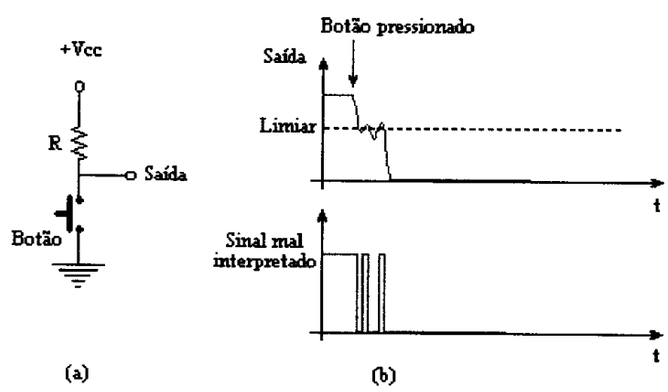


Figura 8.2: (a) Esquematização de um botão simples; (b) Interpretação errônea do sinal.

O tipo de circuito que contorna esse problema é o denominado *schmitt-trigger*[40,41] pois, após o nível de tensão da entrada ultrapassar pela primeira vez o valor do limiar de entrada, ele automaticamente reduz esse valor para que pequenas oscilação não sejam consideradas. A figura 8.3 mostra esse processo temporalmente.

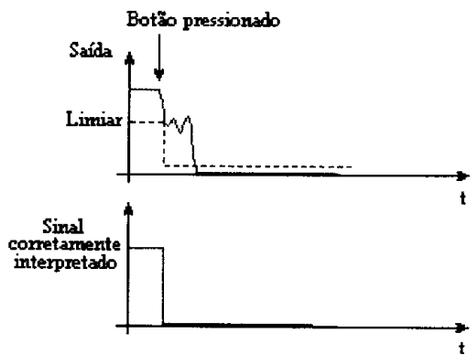


Figura 8.3: Alteração automática do limiar de entrada de um *schmitt-trigger*.

A seguir está o esquema do circuito utilizado (vide figura 8.4) e seu laço de histerese característico (vide figura 8.5). Note que sua entrada é normalmente ligada ao -Vcc e seu limiar é de +Vcc/2. Uma vez ultrapassado esse valor, automaticamente o limiar de entrada passa para –Vcc/2. A alimentação do referido circuito foi derivada de alguns sinais de controle não utilizados da própria entrada serial, o que nos possibilita ligá-lo e desligá-lo automaticamente pelo *software* e nos desonera a confecção de uma fonte de alimentação própria.

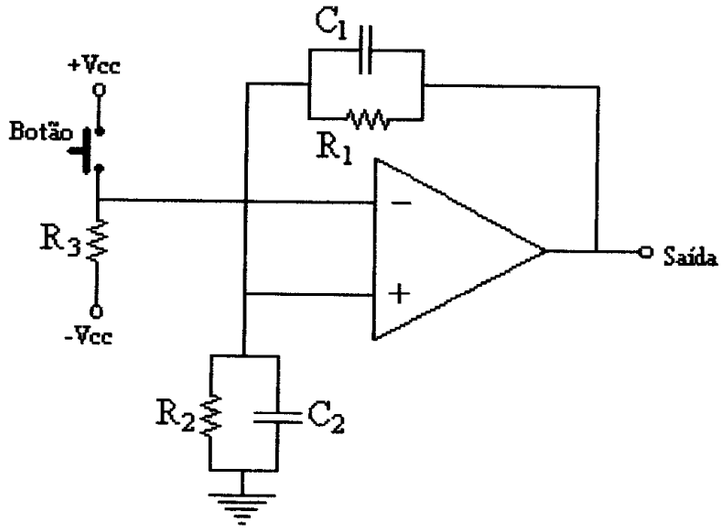


Figura 8.4: O circuito de um *schmitt-trigger*.

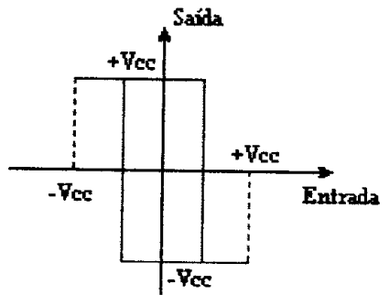


Figura 8.5: O laço de histerese do circuito *schmitt-trigger*.

A figura 8.6 mostra o aspecto final desse circuito.

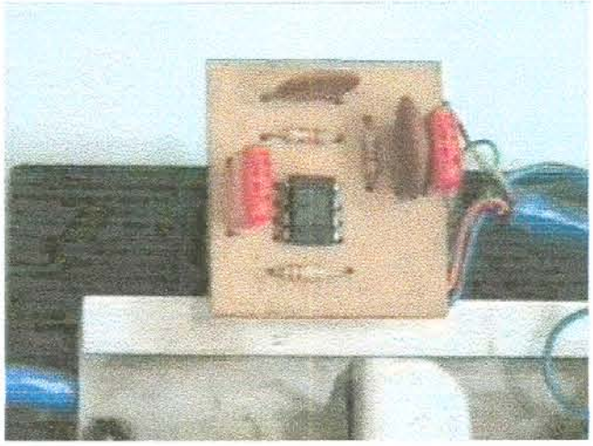


Figura 8.6: O circuito final.

A seguir, os resultados obtidos pelo sistema como um todo (ótico, e informática – *hardware* e *software*) serão apresentados.

CAPÍTULO III – Resultados

9. Apresentação

Para sistematizar a apresentação dos resultados vamos dividi-la em tópicos, cada um tratando de um ponto específico do sistema: o banco de dados, o *hardware*, a automação e a precisão da medida.

9.1 O Banco de Dados

Como foi citado no capítulo II, ao adicionarmos um banco de dados ao sistema, tínhamos como objetivo principal para ele armazenar de modo sistematizado as informações obtidas durante uma consulta. A estrutura criada permitiu, na prática, que isso acontecesse.

A janela de atendimento se abre assim que o médico fornece o nome do paciente e o seu próprio (o sistema pode ser utilizado por mais de um médico). A figura 6.3 ilustra esta janela. Nela estão contidos todos os demais dados do paciente, além de um painel com as datas de todos os

seus atendimentos anteriores. Existem duas opções para o médico: consultar os atendimentos anteriores ou realizar o atual.

Para verificar os atendimentos anteriores, apenas selecionando-se com o *mouse* a data que se deseja verificar, é mostrado um quadro com as anotações realizadas e, no painel, é mostrada a imagem aquisicionada na referida data, com as informações armazenadas naquela oportunidade, tais como: o tipo da úlcera, etiologia, dimensão, lado do olho e aumento usado. Usando o botão direito do *mouse*, é possível apagar a imagem visualizada, realizar uma medida de área ou comprimento sobre ela, além de verificar outras imagens obtidas naquele mesmo dia.

A Segunda opção do médico é realizar a aquisição de uma ou algumas novas imagens. Para tanto, basta pressionar um botão e a janela de captura se abre. Nela o operador tem a visão, em tempo real, da ocular da Lâmpada de Fenda e pode congelar essa imagem a fim de avaliar sua qualidade, bem como realizar medidas de área (automática ou manual) e comprimento. Se a imagem estiver de acordo com as expectativas, então pode ser armazenada no banco de dados e será automaticamente relacionada à data da ocasião na lista de datas da janela anterior de atendimento. O formato de armazenamento dessas imagens é o *JPEG* (compactação suficiente para observação dos detalhes nesses tipos de imagens), que assegura uma economia de espaço, pois cada uma ocupa apenas cerca de 20KB. A figura 9.1 ilustra a janela de obtenção das imagens e a opção para o congelamento da imagem.

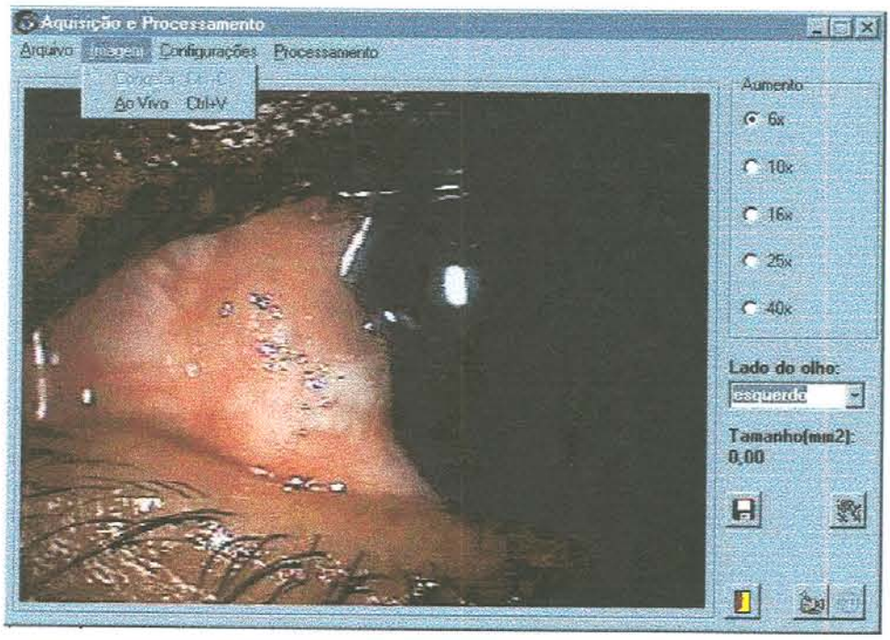


Figura 9.1: A janela de obtenção das imagens e opções para o congelamento da imagem.

Juntamente com o banco de dados, o *software* proporciona uma agenda na qual o médico pode anotar todos os atendimento realizados em determinada data, detectando automaticamente conflitos entre horários. Basta pressionar o botão de agenda que surge a lista de todos os paciente a serem atendidos no dia. A partir daí o atendimento segue como descrito anteriormente.

A figura 9.2 ilustra a janela referente à agenda eletrônica de consultas.

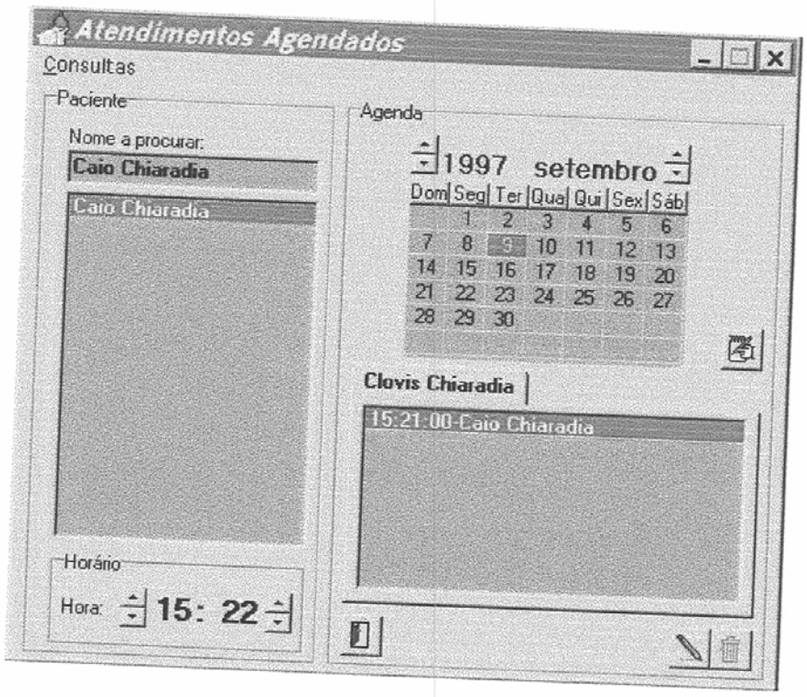


Figura 9.2: Janela referente à agenda eletrônica de consultas.

Como último item, citaremos aqui mais três possibilidades oferecidas pelo programa: (a) a escolha do local onde as informações são armazenadas, isto é, o dispositivo (Disco rígido, CD) e o diretório em que as informações serão armazenadas; (b) a criação de uma lista de agentes etiológicos mais comuns para agilizar a anotação dos dados e (c) a possibilidade de executar todas as funções efetuadas pelo software, exceto as de medida manual de área e distância, pela utilização exclusiva do teclado.

9.2 O "Hardware"

A dispositivo de *hardware* do sistema funcionou de maneira adequada e compatível com o sistema. O pedal é utilizado pelo programa em apenas uma circunstância, quando uma imagem é obtida e o operador deseja congelá-la. Assim, criamos no *software* dois estados: imagem congelada e imagem ao vivo. Toda as vezes que o pedal gera uma interrupção, a mudança de um estado para o outro é efetuada.

Além de um circuito especializado, para evitar que algum tipo de ruído gerasse algum erro de interpretação do sistema, um outro dispositivo de segurança foi adicionado: a cada vez que o pedal é acionado, ele é desligado, o trecho de programa é executado e então ele é ligado novamente. Tal fato impede que oscilações rápidas, da ordem de décimos de segundo sejam interpretadas como novo acionamento do pedal.

9.3 A Automação

Uma vez congelada a imagem, pressionando o comando de processamento (vide figura 9.1), o operador inicia o algoritmo de medida automática da área da úlcera de córnea. O tempo total de processamento foi da ordem de 20s e a especificidade do algoritmo mostrou-se bastante adequada. A figura 9.3 a seguir mostra o resultado do processamento automático.

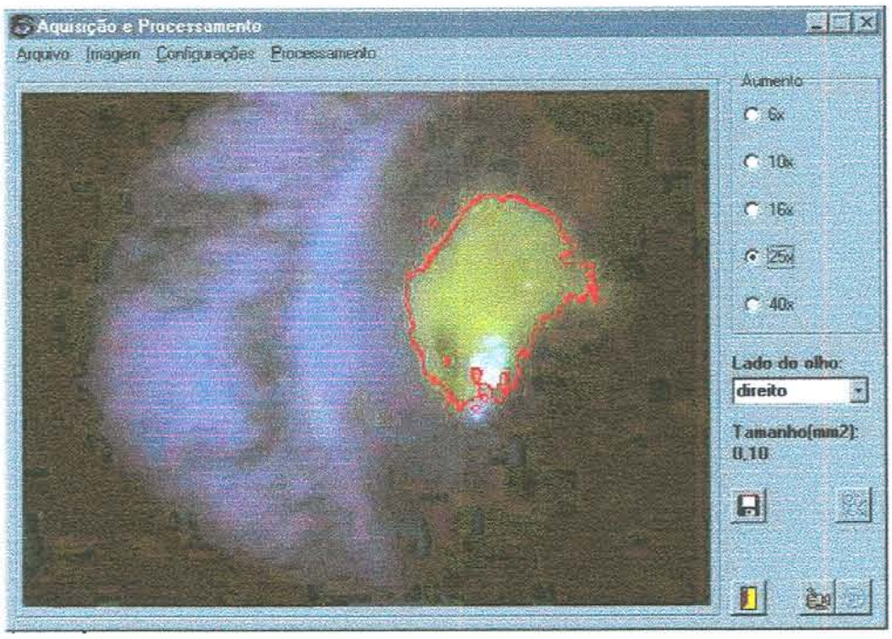


Figura 9.3: Resultados do processo de automação.

9.4 A Precisão da Medida de Área

Como já foi discutido, devido à enorme dificuldade em se avaliar a precisão medida de maneira teórica, o fizemos de maneira empírica. Avaliamos a precisão da medida de área e da medida de comprimento.

Para determinar a precisão da medida de área, usamos círculos de raios conhecidos, e cujas áreas foram medidas pelo sistema. Os círculos possuem diâmetro de 1mm, 3mm e 5mm, com precisão de 0,05mm, garantida pelo fabricante. Foram feitas medidas em diferentes aumentos, usando círculos menores para aumentos maiores.

Os resultados obtidos estão apresentados na tabela 9.1 abaixo.

Tabela 9.1: Resultados obtidos de medidas de área (A) em mm^2 no formato: média±desvio padrão, para os diâmetros conhecidos (D), para os vários aumentos da Lâmpada de Fenda.

	A = 0,7854mm² *(D=1mm)*	*A = 7,069mm²* *(D=3mm)*	*A = 19,63mm²* *(D=5mm)*
Aumento 6	**0,8067 ± 0,04429**	**7,140 ± 0,03606**	**19,86 ± 0,1429**
Aumento 10	**0,7567 ± 0,005774**	**7,077 ± 0,1150**	**19,39 ± 0,1750**
Aumento 16	**0,7512 ± 0,01220**	**6,907 ± 0,04509**	**19,69 ± 0,1097**
Aumento 25	**0,7767 ± 0,01528**	**6,881 ± 0,03606**	**-**
Aumento 40	**0,7750 ± 0,01291**	**-**	**-**

Nessa tabela podemos observar que o desvio padrão das medidas realizadas foi sempre menor que 6%, e que o erro da medida não foi superior à 5%. As medidas para os retículos de D=3mm e D=5mm para o aumento 40 não foram realizadas pelo fato de que as imagens dos mesmos estavam fora da área do CCD.

9.5 A Precisão da Medida de Comprimento

Para determinar a precisão da medida de comprimento, usamos como padrão um retículo de precisão de comprimento conhecido, e procedemos da mesma maneira do item anterior. Fizemos medidas dos

comprimentos de 1mm, 3mm e 5mm. Os resultados obtidos estão apresentados na tabela 9.2 abaixo.

Tabela 9.2: Resultados obtidos de medidas de comprimento (L) em mm no formato: média±desvio padrão, para os vários aumentos da Lâmpada de Fenda.

	L = 1mm	*L = 3mm*	*L = 5mm*
Aumento 6	**1,018 ± 0,0475**	**3,024 ± 0,0272**	**5,002 ± 0,08256**
Aumento 10	**0,969 ± 0,01877**	**3,000 ± 0,0315**	**4,920 ± 0,06170**
Aumento 16	**0,953 ± 0,01159**	**2,990 ± 0,02223**	**4,893 ± 0,06706**
Aumento 25	**0,957 ± 0,006658**	**2,957 ± 0,006658**	**-**
Aumento 40	**1,029 ± 0,00611**	**-**	**-**

Nessa tabela podemos observar que o desvio padrão das medidas realizadas foi sempre menor que 5%, e que o erro da medida não foi superior à 5%. As medidas para os comprimentos de L=3mm e L=5mm para o aumento 40 não foram realizadas pelo fato de que as imagens dos mesmos estavam fora da área do CCD.

CAPÍTULO IV – Discussão e Conclusão

10. Discussão

Para sistematizar as discussões deste sobre o sistema desenvolvido, esse capítulo está dividido nos seguintes tópicos: o banco de dados, o *hardware*, a automação e a precisão da medida.

10.1 O Banco de Dados

O banco de dados foi o grande responsável pela empolgação do grupo de especialistas que testou o sistema. Talvez mais importante e mais significativo do que medir a área, foi a possibilidade de comparar visual e simultaneamente a lesão epitelial em diferentes estágios de sua evolução. Aliás, referir-se apenas à lesão epitelial é restringir a aplicabilidade do sistema a uma fração do campo em que ele se insere. O sistema oferece um universo maior de opções, armazenando todo tipo de imagem ocular externa (úlcera, tumor ou qualquer outro tipo de anormalidade visível externamente). Em outra situação, foi possível obter imagens do perfil de uma córnea, com

por exemplo a mostrada na figura 10.1, que demostrou potencial do sistema em determinar o raio de curvatura de sua superfície externa ao longo de uma linha longitudinal.

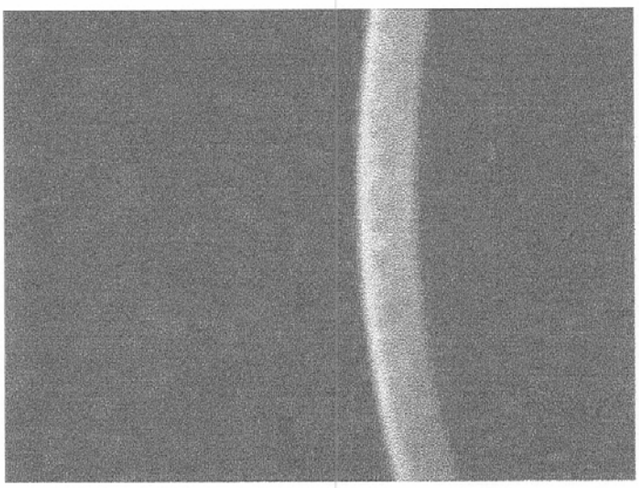


Figura 10.1: Imagem do perfil de uma córnea.

Um outro item que foi implementado devido à solicitação pela categoria médica foi a dualidade de acionamento dos comandos, via *mouse* e via teclado. Assim, no instante de fazer uma anotação, dos dados pessoais do paciente por exemplo, o operador não precisa tirar suas mãos do teclado para acionar um comando qualquer, como o de armazenar as informações no disco (através do *mouse* aciona-se o botão *salvar* e através do teclado o comando *Ctrl+S*).

A agenda incluída no *software* não foi ainda suficientemente testada por haver uma discrepância entre essa função oferecida e as disponibilidades de um ambulatório de grande movimento, como o Ambulatório de Doenças Oculares Externas do Hospital das Clínicas da

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. Foram considerados como fatores que dificultaram esta avaliação: o grande número de pacientes diários, em grande parte não agendados e sem uma ordem determinada para serem atendidos, além da ausência de uma segunda pessoa, como uma secretária que pudesse agendar sistematicamente as datas de retorno. Contudo, apesar de não ter sido avaliado suficientemente pelo teste prático diário e de uso rotineiro, em testes realizados no ambulatório com alguns pacientes, a função de agenda mostrou-se versátil e útil.

10.2 O "Hardware"

O *hardware* do sistema apresentou excelente desempenho em seu uso rotineiro. Sua utilidade satisfez bastante aos médicos. A dificuldade que o operador tinha em focalizar a lesão, retirar os olhos das oculares da Lâmpada de Fenda e pressionar o botão de "congelar", mantendo a imagem focalizada, era enorme. Dessa forma, o pedal foi considerado um componente imprescindível para que a tarefa de aquisição de imagem fosse realizada convenientemente e, portanto, para que todo o sistema tivesse um desempenho satisfatório.

Além de otimizar a operação de aquisição de imagem, outra característica considerada fundamental no circuito desenvolvido foi a sua conexão pela porta serial, que normalmente está presente e não é utilizada na grande maioria dos microcomputadores. Assim, o pedal é compatível com a quase totalidade dos PCs e ainda permite que os outros dispositivos

que se utilizam das portas de comunicação oferecidas pelas placas de multi *I/O*, como o *mouse* e a impressora possam ser simultaneamente utilizados.

Por último, uma outra característica que mostrou-se importante nesse dispositivo foi sua grande facilidade de instalação, uma vez que não há a necessidade da instalação de nenhum *software* intermediário ou de qualquer outro dispositivo de suporte, como uma fonte de alimentação, por exemplo. Basta conectá-lo ao microcomputador.

10.3 A Automação

Esse item, é um exemplo típico de que apenas o teste prático pode indicar as necessidades reais de um sistema. Pelos resultados apresentados no capítulo anterior, observamos que a porção do *software* dedicada à medida automática da área funcionou adequadamente. Contudo, em virtude das amplas possibilidades criadas pelo sistema, os trechos do programa que ficaram consagradas pelo uso diário, foram os referentes às medidas manuais de distância e área.

Deve-se esclarecer que tal fato não se deve a alguma característica indesejável do processo automático de medida, mas sim ao fato de que a aplicação do sistema transcendeu nossas expectativas. Em verdade vários tipos de detalhes anatômicos foram dimensionados, patológicos ou não, como por exemplo abcessos, tumores, pterígios, abertura pupilar e fragmentos transplantados, entre outros. A figura 10.2 mostra alguns destes casos.

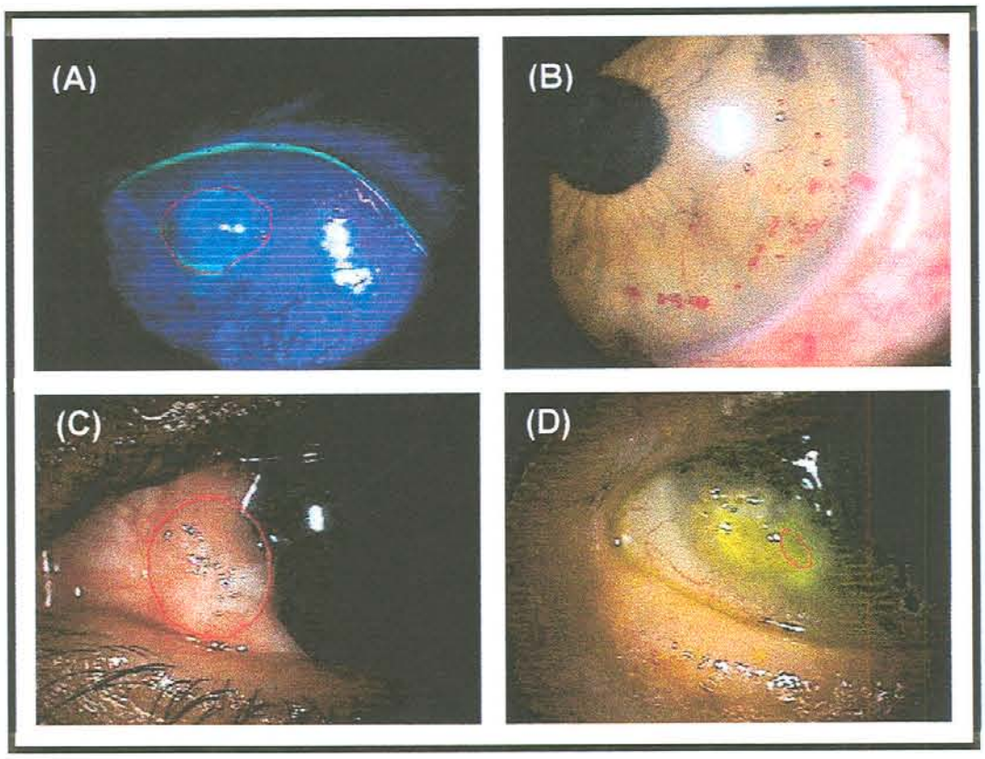


Figura 10.2: Casos especiais: (a) determinação da dimensão de um abcesso corneano; (b) lesões demarcadas com outro tipo de corante; (c) determinação da dimensão de um tumor; (d) determinação da área de uma sub-região.

10.4 A Precisão do Sistema Convencional

No capítulo anterior, determinamos que a precisão apresentada pelo nosso sistema é da ordem de 5% para as áreas medidas. Sendo este um sistema de medidas oftalmológicas inédito, sua precisão não poderia ser comparada com a precisão de outros sistemas. Porém, é necessário avaliá-lo de modo coerente para se conhecer a sua real utilidade.

Para que se possa avaliar se esta precisão oferecida por nosso sistema é suficiente e se efetivamente proporcionou uma melhora de qualidade de dados para o estudo da evolução das úlceras de córnea, a precisão do sistema foi comparada com a precisão do método convencional de medida de área, descrito anteriormente. A medida convencional da dimensão da lesão é feita projetando-se círculos de diâmetros conhecidos (estimando-se seus eixos de maior e menor extensão), que são, para a Lâmpada de Fenda usada em nosso sistema de: 0,2mm; 1,0mm; 2,0mm; 3,0mm; 5,0mm; 8,0mm e 9,0mm. A tabela 10.1 mostra a área determinada por cada um desses círculos pelo método convencional para uma úlcera circular.

Tabela 10.1: A área medida por uma Lâmpada de Fenda para círculos de diâmetros conhecidos pelo método convencional.

Diâmetro (mm)	Área (mm^2)
0,2	0,03142
1	0,7854
2	3.142
3	7,069
5	19,63
8	50,27
9	63,62

Sendo a precisão de um dispositivo de medida a metade do intervalo entre dois pontos consecutivos na escala, observamos pela tabela acima que para a Lâmpada de Fenda, essa precisão é variável, atingindo na melhor consideração a caso dos 13%. Além disto, esta precisão é estimada para úlceras que sejam elípticas (ou circulares), pois se assim não forem, a imprecisão é ainda maior. Assim, a precisão de nosso sistema, sendo menor que 5% para qualquer forma geométrica de úlcera corneana (ou qualquer tipo de área que se queira avaliar) é suficientemente boa para as necessidades desse tipo de medida.

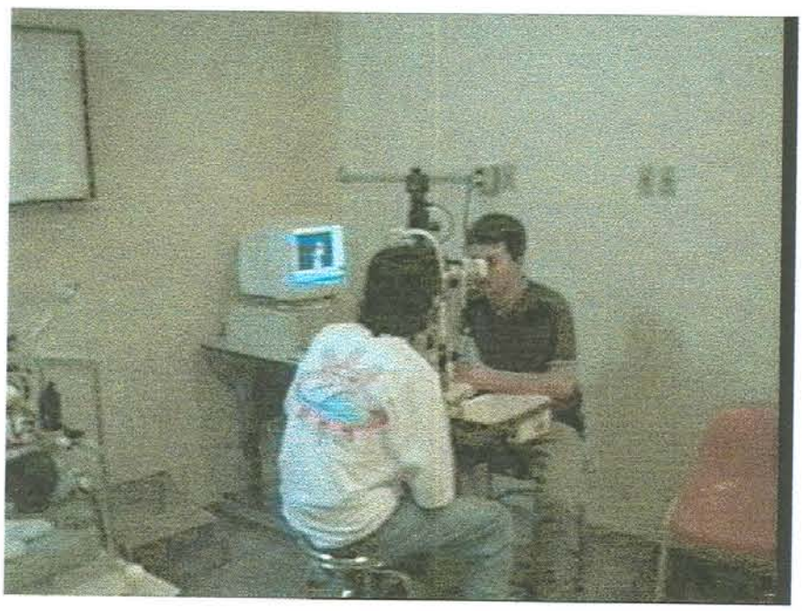
10.5 O Sistema Final

O sistema final tornou-se um protótipo e está sendo utilizado no Ambulatório de Doenças Oculares Externas do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto. A figura 10.3a mostra uma foto da sala de espera do ambulatório de Oftalmologia e a 10.3b uma foto do sistema sendo utilizado. A figura 10.3a tem o intuito de mostrar o número de pacientes diários num Hospital-Escola da região e portanto, torna-se fácil entender as muitas vantagens oferecidas pela automação, padronização e precisão de um equipamento, como o aqui apresentado.

Ainda, o fato de a úlcera de córnea ser uma patologia que atinge grande parte de nossa população brasileira e não necessariamente as dos países que dominam a tecnologia de desenvolvimento de equipamentos oftalmológicos, um sistema como este não está disponível no mercado

internacional e nem no nacional (até o momento), o que faz com que os nossos profissionais da área da saúde só possam recorrer da paciência para estes tipos de medidas. Com o número de pacientes a serem atendidos diariamente, torna-se inviável obter dados quantitativos de patologias que os exigem e mais ainda, impossível um estudo minucioso de suas evoluções.

(a)



(b)

Figura 10.3: (a) Foto da sala de espera do ambulatório de Oftalmologia do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto; (b) foto do sistema sendo utilizado no ambulatório.

11. Conclusão

O sistema desenvolvido no presente trabalho é inédito para a Oftalmologia. É um sistema dedicado a um dos problemas oculares tipicamente nacional e se tornou um protótipo.

O protótipo desenvolvido, que se tratou principalmente da automação e padronização de diagnósticos, e estudo quantitativo das evoluções de doenças oculares externas (principalmente de úlceras corneanas), que até então era realizado de modo subjetivo e qualitativo, mostrou-se bastante eficaz. O banco de dados implementado, dedicado a este setor da Oftalmologia, exigiu uma enorme interação diária entre os profissionais da saúde e os da área de exatas, para que se pudesse atingir o objetivo de otimizar os prontuários médicos e proporcionar o estudo detalhado de cada patologia de cada paciente. A precisão do sistema em torno de 5% para medidas de áreas é suficiente para a condução clínica dos casos e é efetivamente maior do que a que poderia ser obtida através da mensuração convencional (erro de 13%) por um especialista paciente e cuidadoso que se aventurasse a medir todas as extensões de uma úlcera com uma escala graduada e, então descrever uma curva que se ajustasse à forma da úlcera para posteriormente fazer uma integração nos 360^0 e obter o resultado final (isto tudo num filme fotográfico, após revelado).

Podemos resumir como vantagens principais de um protótipo como este os seguintes aspectos:

(1) A Informatização das informações da enfermidade é a maior virtude e benefício proporcionado pelo sistema. A capacidade de poder ter arquivadas as imagens das ulcerações e de suas evoluções permite de uma forma rápida e barata (guardando os arquivos em um disquete) ao clínico poder analisar estas imagens posteriormente (além de poder analisá-las durante a consulta) em um ambiente mais calmo do que o de trabalho, permite discutir o problema com outros clínicos em outro horário, utilizar as informações para apresentar em cursos e realizar estatísticas (setor bastante carente na saúde nacional). Ainda, o acervo de imagens pode ser utilizado para fins didáticos e históricos, e existe a possibilidade de enviar as informações via rede (*internet*) para outros locais. Aliás, esta última é uma característica bastante importante para os médicos atualmente. Ou seja, todos os benefícios que a informatização de informações podem trazer estão presentes neste item;

(2) Aumento na precisão da determinação da área de ulceração e, portanto, melhoria na quantificação do diagnóstico;

(3) A implementação de medidas lineares quaisquer nas imagens é um dos artifícios muito utilizados pelos médicos para discussões durante e posteriores à consulta (geralmente em hospitais escolas, o médico mais titulado discute com os residentes cada um dos casos). Aliás, é um dos artifícios mais utilizados no programa;

(4) Equipamento que permite que o custo para o arquivamento das imagens seja baixo em relação ao atual, que quando realizado é através de fotografias;

(5) Por ter sido desenvolvido em conjunto com os profissionais atuantes diariamente neste setor (para se ter uma idéia, o setor de Doenças Oculares Externas do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto atende cerca de 400 pacientes por semana), o sistema tornou-se de fácil manuseio (pedal para obter imagens, todos os botões de comando podem ser acionados via *mouse* ou teclado, etc), o sistema ótico é acoplado de forma a não interferir em nenhuma das funções proporcionadas pela Lâmpada de Fenda e nem de dificultar seu manuseio, não interfere no conforto do paciente e por ter um aspecto de protótipo final, não interfere de forma negativa em ambiente médico.

Sendo assim, podemos considerar que o objetivo de se desenvolver um sistema de auxílio e informatização de diagnósticos para Doenças Oculares Externas foi atingido. O sistema atualmente encontra-se em uso rotineiro no Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto e dentro de alguns meses poder-se-á ter uma estatística das evoluções clínicas de algumas patologias e mais a longo prazo, um estudo mais efetivo de algumas enfermidades oculares nacionais.

Apêndice I - A Lâmpada de Fenda

Um dos instrumentos mais utilizados na prática oftalmológica é a Lâmpada de Fenda. Este instrumento projeta no olho do paciente um feixe de luz no formato de uma "linha" (fenda). Esta fenda de luz intensa pode ser posicionada em várias regiões do olho, assim como em várias profundidades do mesmo, possibilitando um exame interno e externo do olho. De uma forma geral, as lâmpadas de fenda são constituídas de dois sistemas ópticos principais: o sistema de iluminação e o biomicroscópio. O primeiro é dedicado a produzir uma fenda de luz intensa homogênea e definida, enquanto o segundo providencia o aumento da imagem do olho iluminado. Aqui, adentraremos cada um dos principais componentes deste equipamento, nos concentrando na parte óptica de funcionamento do biomicroscópio.

1. O Biomicroscópio

Um biomicroscópio é simplesmente um sistema óptico o qual permite-nos observar uma imagem de um objeto próximo aumentada, no caso, o olho humano.

1.1 Princípio de Funcionamento

Na Lâmpada de Fenda, trata-se de um microscópio composto, isto é, com número de lentes igual ou superior a dois. Em sua forma mais simples, esse dispositivo consiste de uma lente objetiva a qual gera uma imagem real e invertida, e de uma lente ocular, que constrói uma imagem a partir da primeira à uma distância visual confortável (geralmente no infinito), e também providencia um aumento adicional, como mostra a figura I.1.

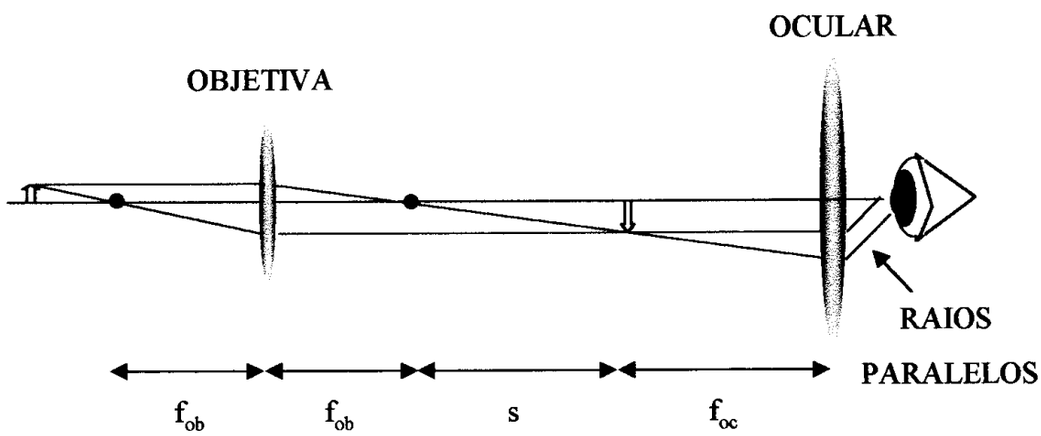
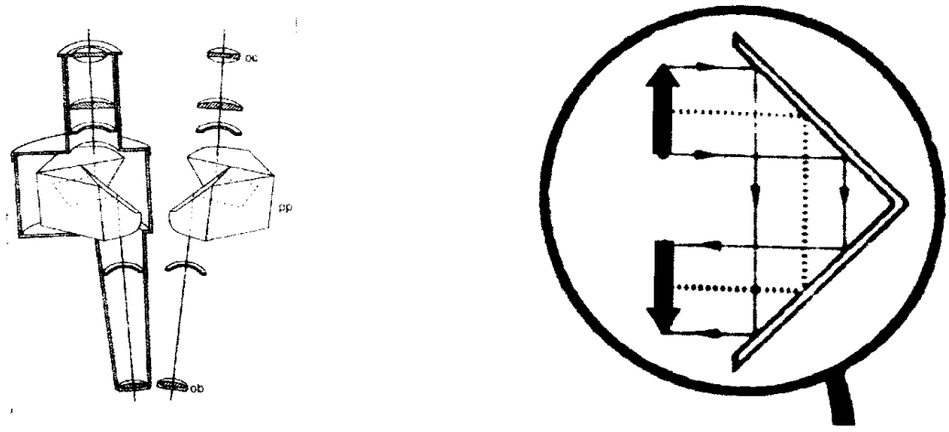


Figura I.1: Esquema de um microscópio composto.

Se um objeto a ser visualizado é colocado perto do distância focal da objetiva, a separação das lentes é então ajustada de forma que a imagem invertida, real e aumentada do objeto produzida pela objetiva é posicionada na distância focal da ocular. Assim o aumento total visto pelo observador é o produto do aumento linear pelo aumento angular produzido pela ocular.

Na maioria dos sistemas a imagem final é real e invertida, o que pode ser uma desvantagem, principalmente em sistemas clínicos. Entretanto, é possível rotacionar a imagem através de através de reflexões internas em um prisma. O mais utilizado nestes sistemas é o prisma de Porro. A figura I.2 esquematiza esse sistema.



(a) (b)

Figura I.2: (a) Sistema de um microscópio composto real utilizando o prisma de Porro (pp); (b) Esquema do funcionamento do prisma de Porro.

1.2 Mudança de Aumento Galileana

Este sistema utiliza o princípio óptico utilizado em telescópios refrativos (chamados também de Galileanos), para alterar o aumento da imagem. Um telescópio Galileano possui essencialmente lentes positivas e lentes negativas, com o segundo ponto focal da lente positiva coincidindo

com o primeiro ponto focal da lente negativa. O resultado dessa combinação de pontos focais é demonstrado na figura I.3.

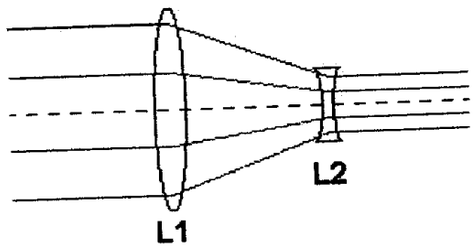


Figura I.3: Desenho esquemático de um telescópio de Galileo.

O princípio básico do telescópio de Galileo é utilizar a luz paralela de um objeto distante, alterar seu aumento e formar a imagem do objeto no infinito. Os raios paralelos, provindos de um objeto distante, ou de um feixe colimado, atingem a lente objetiva, fazendo um ângulo θ com o eixo do sistema óptico (lentes objetiva e ocular), formando uma imagem real e invertida sobre o ponto focal comum entre as lentes. Esta imagem então age como um objeto para a ocular e o observador vê uma imagem ainda invertida e virtual do objeto.

Um telescópio Galileano com uma distância focal para a lente objetiva com distância focal de 10 cm e -5 cm para a distância focal da ocular possui um aumento de 2 vezes. Porém, esta configuração pode ser rotacionada de 180°, e então estaremos trocando a lente objetiva pela ocular e vice versa. Assim, o aumento agora torna-se 0.5. As Lâmpadas de Fenda modernas possuem um tambor giratório onde estão posicionados dois telescópios de Galileu, com valores diferentes para as lente,

propiciando estes dois telescópios 4 tipos de aumento diferentes. Existe ainda um terceiro orifício no tambor onde não existem lentes, produzindo assim ampliação zero (neste componente), o que resulta na possibilidade de 5 aumentos diferentes na Lâmpada de Fenda somente girando o tambor. Estes aumentos estão situados entre 5 e 50 aumentos típicos para telescópio de Galileo utilizados são de 2/3 e 2/5 produzindo um aumento total na Lâmpada de Fenda de 06, 10, 25 e 40 vezes, sendo que 16 vezes é o aumento sem o telescópio.

1.3 Resolução

A linha fundamental de qualquer sistema óptico não é a magnificação, mas a resolução (qualidade da imagem formada pelo sistema óptico). Os dois fatores mais importantes são o obstáculo de abertura e o de campo, cuja função é limitar a passagem da luz através do sistema óptico. No caso do microscópio simples, por exemplo, o obstáculo de campo é a borda da própria lente, e a abertura é o diâmetro livre da lente.

O obstáculo de abertura determina o diâmetro do cone de luz que pode passar através do sistema (um exemplo é o diafragma da íris que limita a luz na câmara). O obstáculo de abertura não altera o tamanho do campo nem da imagem, apenas o brilho da imagem.

O obstáculo de campo é quem realmente limita o tamanho do campo. Vamos usar como exemplo um garoto assistindo um jogo por um buraco em

um muro. O obstáculo de abertura é a íris do olho do garoto, enquanto que o obstáculo de campo é o orifício no muro.

A resolução de um sistema é função de dois fatores: aberrações das lentes e efeito de difração. Ambos são dependentes do tamanho do obstáculo de abertura.

No caso das aberrações das lentes, a porção mais periférica da lente contribui com aberrações maiores, como aberrações esféricas, e portanto, os obstáculos de abertura maiores aumentam também estas aberrações. A princípio estas aberrações podem ser compensadas por lentes adicionais com aberrações opostas, mas na prática isto não acontece, e se a abertura for aumentada demasiadamente, as aberrações atingem níveis inaceitáveis. Visto que as aberrações mais intensas desaparecem quando o obstáculo de abertura tende a zero, são utilizadas aberturas muito pequenas e compensa-se a diminuição do brilho da imagem usando uma fonte luminosa mais intensa.

Contudo, quando a abertura (opaca) possui dimensões comparáveis ao comprimento da luz que a atravessa, a luz tende a se espalhar pela região até então de sombras. Este efeito é conhecido como difração de Fraunhofer e depende do comprimento de onda da luz e da dimensão da abertura. Quando uma abertura circular torna-se cada vez menor, a borda torna-se cada vez mais proeminente e a difração, uma série de anéis concêntricos, torna-se mais evidente. O tamanho destes anéis limitam a resolução de um sistema de lentes; grandes diâmetros de orifícios originam discos progressivamente menores e potencialmente aumentam o poder de

resolução, se desprezarmos as aberrações. Do ponto de vista do efeito de difração, o ideal seria um diâmetro infinito.

Uma distância muito pequena entre a lente e o objeto tem o mesmo resultado. Outra maneira de manipular a resolução é mudar o índice de refração do meio onde se forma a imagem ou do meio onde o objeto está localizado. Isto é feito em alguns microscópios usando óleo de imersão na objetiva. Outra variável que pode ser alterada para aumentar a resolução do sistema é o comprimento de onda da luz para a região do azul, porém há limites definidos dos comprimentos os quais podem ser usados no olho humano.

Assim, por um lado procuramos reduzir a dimensão do obstáculo de abertura, a fim de reduzir aberrações e por outro, procuramos aumentá-lo, pois assim reduziríamos os efeitos indesejáveis da difração. Deve-se então buscar um ponto de equilíbrio entre esses efeitos a fim de minimizá-los.

Para a Lâmpada de Fenda, Campbell e Gubisch mostraram que a melhor qualidade de imagem ocorre com pupila entre 2 a 2,5mm, mais que 3mm grandes aberrações não permitem boa qualidade de imagem, uma vez que a pupila atua também como uma fenda para o sistema óptico.

1.4 Brilho da Imagem

O brilho da imagem é função de muitos fatores, como o tamanho da pupila da Lâmpada de Fenda, a transmissão, aumento, iluminação da lâmpada e capacidade do objeto refletir. A característica de uma lente de

transmitir luz irradiada é função de duas propriedades: a reflexão que ocorre na superfície entre dois meios ópticos, e a perda de transmissão devido a absorção de luz pelo próprio elemento óptico. A absorção pela lente é facilmente manipulado através da qualidade e tipo de material do sistema óptico, e é em geral reduzida para a maioria dos aparelhos ópticos, como a própria Lâmpada de Fenda. Portanto, a transmissão total dos elementos ópticos da Lâmpada de Fenda é essencialmente função da perda de reflexão de cada superfície.

Certa quantidade de luz é refletida pela superfície dos componentes ópticos devido a diferença entre os índices de refração entre o ar e o material que o sistema é constituído. A luz incidente na superfície do sistema óptico é refletida, viaja pelo meio, é parcialmente refletida novamente pela superfície anterior e este efeito continua em outras superfícies. Estas reflexões podem ser responsáveis pelas imagens fantasmas ou enfraquecimento desta, diminuindo o contraste da imagem final.

1.5 Profundidade de Campo

Outra característica que influencia na utilidade da Lâmpada de Fenda é a profundidade do campo, que depende tanto da profundidade do foco da lâmpada quanto da habilidade de acomodação visual do operador. A profundidade do foco da Lâmpada de Fenda é uma característica própria do

aparelho. Já a habilidade para acomodação visual relaciona-se com a idade do observador.

1.6 Sistema de Zoom

Para compreendermos o princípio do sistema de *zoom*, vamos considerar uma lente simples de + 3,0di com um objeto a 50cm a sua frente. A vergência dos raios originados do objeto até a lente será de – 2,0di, a vergência dos raios que deixam a lente será de + 1,0di e a imagem se formará 1 metro atrás da lente. A distância total do sistema do objeto à imagem será 1,5m. Se o objeto estiver a 1m da lente, a imagem se formará 50cm atrás da lente e novamente a distância total do sistema será 1,5m. Entretanto a magnificação, que é a relação entre as distâncias, será de 0,5 no primeiro caso e 2,0 no segundo. Portanto, é possível alterar a magnificação do sistema sem alterar sua distância total.

O sistema de *zoom* possui vantagens sobre o foco fixo, pois permite um ajuste contínuo do aumento. Porém, são mais caras e mais sensíveis à posição do objeto que outros sistemas.

2. Sistema de Iluminação

O sistema de iluminação utilizado pelas Lâmpadas de Fenda, é o de Kohler-Vogt. Esse sistema, mostrado na figura II.1, é composto por um

filamento luminoso (fl), lentes coletoras (lc), fenda diafragmática(fd) e uma lente de iluminação (li).

O bulbo (filamento luminoso) é colocado próximo ao sistema de lentes coletoras (lc), de modo que a imagem do filamento luminoso forma-se na superfície posterior da lente de iluminação (li). A fenda diafragmática (fd) é usada aqui como um regulador do tamanho do feixe, e serve como objeto para a lente de iluminação (li), que projetará sua imagem sobre o olho examinado. A abertura homogeneamente iluminada do sistema de lentes coletoras (lc), é usada como fonte e forma um campo de luz uniforme.

Para que o sistema de Kohler-Vogt produza uma imagem homogênea do filamento, é indispensável que ele esteja bem próximo à lente condensadora (lc). Mesmo um pequeno hiato entre o filamento (fl) e o sistema de lentes condensadoras (lc) é suficiente para causar uma heterogeneidade do foco e isso pode ser fonte de problemas nas lâmpadas de fenda de qualidade inferior, se quisermos fazer exames ou medidas mais demorados e detalhados.

Quando o princípio de Kohler-Vogt é usado, somente uma pequena parte da lente de iluminação (li) é ocupada pela imagem do filamento (ifl). Isso pode dispensar o uso de uma lente asférica como lente de iluminação (li), pois a parte central de uma lente está isenta de aberrações. Por outro lado, é utilizada uma lente acromática, isto é, com diferentes raios de curvaturas nas duas superfícies da lente iluminadora (li), sendo a superfície do raio menor voltada para a fenda.

A distância focal das lentes de iluminação (li) das várias lâmpadas de fenda disponíveis no mercado varia entre 70 e 100 mm. Se encurtamos essa distância focal, aumentaremos a luminosidade da imagem, mas, simultaneamente, reduzimos a profundidade de foco. Em nosso caso, (li) = 70mm.

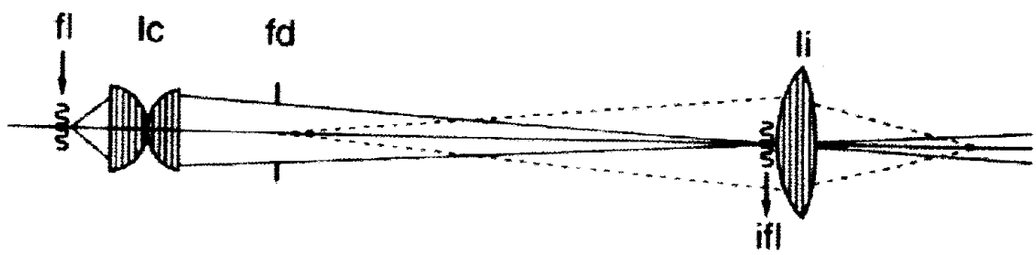


Figura II.1: Esquema do sistema de iluminação de Vogt, onde a iluminação produzida é mais homogênea.

3. Esquema Geral de uma Lâmpada de Fenda

Até este ponto, estudamos os componentes ópticos da Lâmpada de Fenda, e portanto, estamos agora, aptos a integrá-los para compor o equipamento propriamente dito. A figura III.1 mostra esquematicamente o sistema óptico de uma Lâmpada de Fenda.

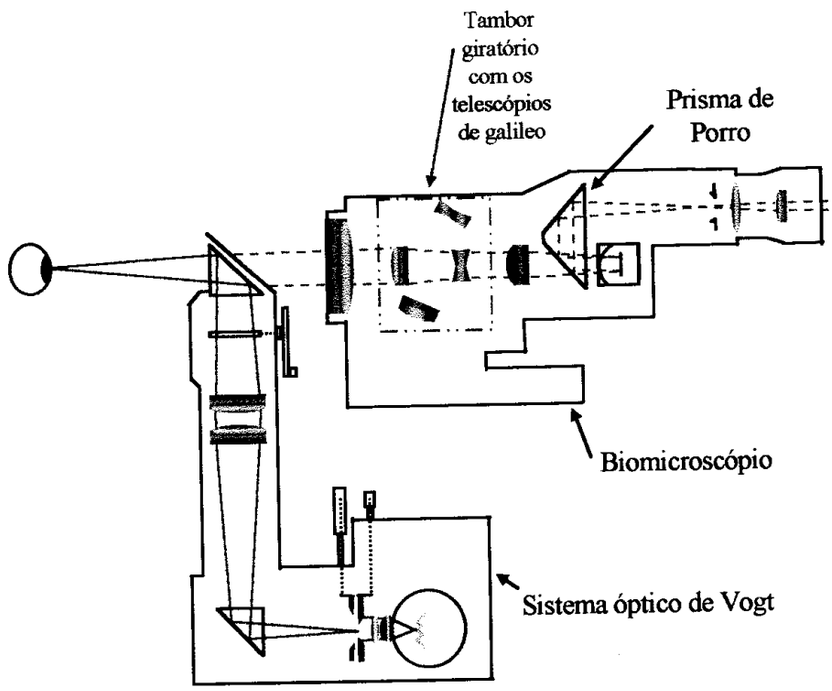
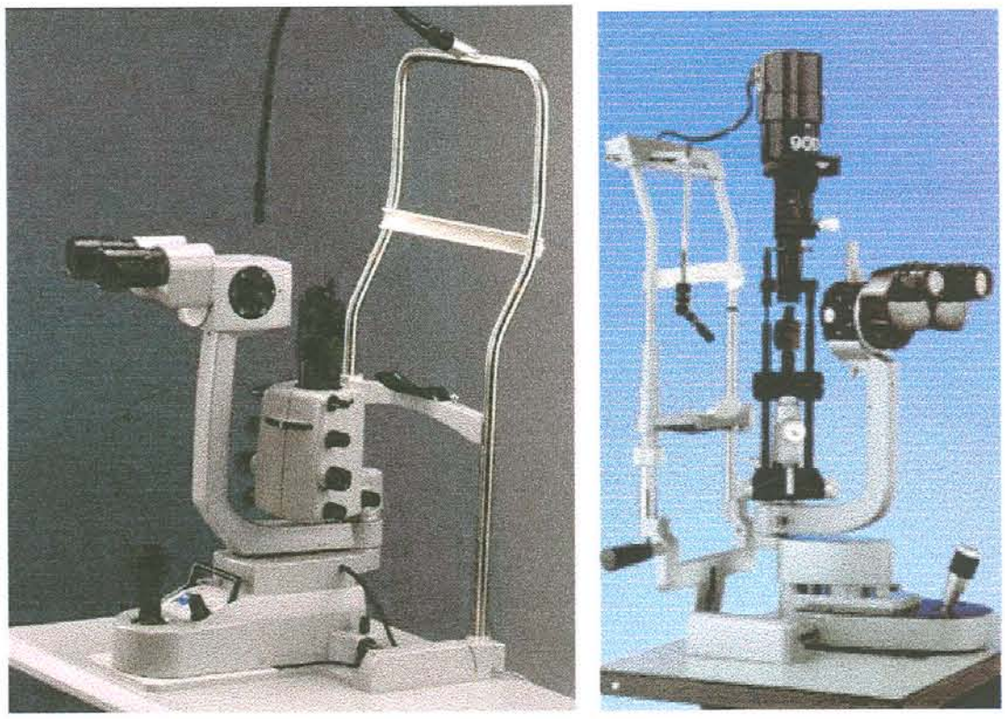


Figura III.1: Desenho esquemático de uma lâmpada de fenda do tipo fabricada pela Carl Zeiss. O sistema de iluminação é colocado na parte inferior do equipamento.

Podemos separar as lâmpadas de fenda em dois tipos: as fabricadas pela Haag Streit, e as fabricadas pela Carl Zeiss, grupo do qual a Topcon® enquadra-se. A primeira diferença entre estas lâmpadas está na forma de iluminação. As lâmpadas da Haag Streit, possuem o sistema de iluminação por cima, enquanto que as lâmpadas da Carl zeiss o sistema é por baixo, figura III.2.



(a) (b)

Figura III.2: Lâmpada de Fenda (a) Haag Streit, com iluminação por baixo e (b) Carl Zeiss, com iluminação por cima.

Outra diferença entre estes dois tipos de Lâmpada de Fenda está no biomicroscópio. Na lâmpada da Carl Zeiss existe o sistema de mudança do aumento pelo telescópio de Galileo, enquanto que na Haag Streit, a mudança no aumento é feito pela troca de lentes no caminho óptico. Isto é um diferencial importante, pois com o desenvolvimento tecnológico no processamento de imagens, a lâmpada da Carl Zeiss, leva vantagem para a aquisição de imagens pois, na saída do telescópio de Galileo os feixes de luz saem paralelos, facilitando a introdução de divisores de feixe para desviar estes para uma câmera de vídeo e posteriormente a um

computador, facilitando uma futura automação do equipamento. Na lâmpada Haag Streit, devido ao não paralelismo do feixe, a aquisição da imagem exige uma óptica extra e dedicada só para isto. O nosso modelo de Lâmpada de Fenda é composta pelo sistema ótico de feixes paralelos, permitindo a introdução de divisores de feixe.

Bibliografia

1. WANG, A.G.; WU, C.C.; LIU, J.H.; Bacterial corneal ulcer: a multivariate study. *Ophthalmologica*, p.126-32, 1998.
2. YANG, L.L.; LAMBERT, S.R.; CHAPMAN, J.; Stulting RDCongenital entropion and congenital corneal ulcer. *Am J Ophthalmol*, Mar, p.329-31, 1996.
3. BOUCHARD, C.S.; MEYER, M.A.; McDONNELL, J.F.; Bilateral peripheral ulcerative keratitis associated with pyoderma gangrenosum. *Cornea*, Jul, p.480-2, 1997.
4. WILSON, T.; *Confocal Microscopy.* New York, Academic Press, 1990.
5. FLORAKIS, G.J.; MOAZAMI, G.; SCHUBERT, H.; KOESTER, C.J.; AURAN, J.D.. Scanning slit confocal microscopy of fungal keratitis. *Arch Ophthalmol,* Nov., p. 1461-3,1997.
6. BYRNE, S.F.; DORTZBACH, R.K.. *Orbital Ecography* In: DUANE, W.; Clinical Ophthalmology, vol. 2. Philadelphia, Lippincott-Raven Publishers, 1985.
7. YAYLALI, V.; KAUFMAN, S.C.; THOMPSON, H.W.; Corneal thickness measurements with the Orbscan Topography System and ultrasonic pachymetry. *J Cataract Refract Surg*, Nov, p.1345-50, 1997.

8. AVITABILE, T.; MARANO, F.; UVA, M.G.; REIBALDI, A.; Evaluation of central and peripheral corneal thickness with ultrasound biomicroscopy in normal and keratoconic eyes. *Cornea*, Nov, p.639-44, 1997.

9. BÖHNKE, M.; CHAVANNE, P.; GIANOTTI, R.; SALATHÉ, R.P.; Continuous non-contact corneal pachymetry with a high speed reflectometer. *J Refract Surg*, Mar, p.140-6, 1998.

10. OWENS, H.; WATTERS, G.A.; An evaluation of the keratoconic cornea using computerised corneal mapping and ultrasonic measurements of corneal thickness. *Ophthalmic Physiol Opt*, Mar, p.115-23, 1996.

11. WADA, I.; Ultrasound biomicroscopic corneal thickness measurement for corneal thickness mapping. *Jpn J Ophthalmol*, Jan, p.12-8, 1997

12. LI, H.F.; PETROLL, W.M.; MÜLLER, P.T.; MAURER, J.K.; CAVANAGH, H.D.; JESTER, J.V.; Epithelial and corneal thickness measurements by in vivo confocal microscopy through focusing (CMTF). *Curr Eye Res*, Mar, p.214-21, 1997.

13. PETROLL, W.M.; ROY, P.; CHUONG, C.J.; HALL, B.; CAVANAGH, H.D.; JESTER, J.V.; Measurement of surgically induced corneal deformations using three-dimensional confocal microscopy. *Cornea*, Mar, p.154-64, 1996.

14. PRYDAL, J.I.; KERR, M.G.; DILLY, P.N.; CORBETT, M.C.; VERMA, S.; MARSHALL, J.; Confocal microscopy using oblique sections for measurement of corneal epithelial thickness in conscious humans. *Acta Ophthalmol Scand*, Dec, p.624-8, 1997.

15. GRIMMETT, M.R.; OGAWA, G.S.; Measurement of radial keratotomy clear zone diameters. *J Refract Surg*, May-Jun, p.331-7, 1998.

16. MALDONADO, M.J.; ARNAU, V.; MARTÍNEZ, C.R.; NAVEA A,; MICO F.M.; CISNEROS, A.L.; MENEZO, J.L.; Reproducibility of digital image analysis for measuring corneal haze after myopic photorefractive keratectomy. *Am J Ophthalmol*, Jan, p.31-41, 1997.

17. BOZKIR, G.; BOZKIR, M.; DOGAN, H.; AVCAN, K.; GÜLER, B.I.; Measurements of axial length and radius of corneal curvature in the rabbit eye. *Acta Med Okayama*, Feb, p.9-11, 1997.

18. SMOLIN, G.;THOFT R.A.. *The Cornea: Scientific Foundations and Clinical Pratices* 3ªed. Little Brown, 1994.

19. REVISTA MEDICINA. Ribeirão Preto, v.29, p:54-60, 1996.

20. ORMEROD L.D.. Causation and Management of Microbial Keratitis in Subtropical Africa, *Ophthalmology*, v.94, p 1662-1668,1987.

21. UPADHYAY, M. P.; KARMACHARYA, P. C. D.; KOIRALA, S. . Epidemiologic Characteristics, Predisposing Factors, and Etiologic Diagnosis of Corneal Ulceration in Nepal. *American Journal of Ophthalmology*, v.111, p. 92-99, 1991.

22. DUKE-ELDER, S.. *The Foundation of Ophthalmology*. London, Henry Kimpton, 1962. (System of Ophthalmology, v.VII).

23. COLTRAN, R.S.; KUMAR, V.; ROBBINS, S.L.. *Patologia Estrutural e Funcional.* 4ªed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1991.

24. DUKE-ELDER, S.; LEIGH, A.G.. *Disease of the Outer Eye*. London, Henry Kimpton, 1965. (System of Ophthalmology, v.VIII).

25. ZIMMERMAN, T.J. et al. *Textbook of Ocular Pharmacology*. Philadelphia, Lippincott-Raven, 1997.

26. HECHT, E.. *Hecht optics*. Addison Wesley, 1987.

27. GUYTON, A.C.. *Tratado de Fisiologia Médica*. 8ªed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1992.

28. RUSS, J.C.. *The Image Processing Handbook*. 2ªed. CRC Press 1994.

29. GONZALEZ, R.C.; WOODS, R.E.. *Digital Image Processing*. Addison Wesley,1993.

30. GROB, B.. *Televisão e Sistema de Vídeo*. 5ªed. Rio de Janeiro, Guanabara, 1989.

31. ORÉFICE, F.; BORATO,L.M.. *Biomicroscopia e Gonioscopia*. Rio de Janeiro, Cultura Médica, 1989.

32. VAUGHAN, T. *Multimídia na Prática*. Rio de Janeiro, McGraw Hill, 1993.

33. DAMASCENO Jr, A.. *Aprendendo Delphi*. São Paulo, Érica, 1995.

34. DAMASCENO Jr, A.. *Aprendendo Delphi Avançado*. São Paulo, Érica, 1995.

35. HENDERSON, K.. *Database Developers Guide with Delphi 2. Indianapolis*, SAMS Publishing, 1996.

36. LEITHOLD, L.. *O Cálculo com Geometria Analítica*. 3ªed. São Paulo, Harbra, 1994.

37. CASTLEMAN, K.R.. *Digital image processing*. Englewood Cliffs, N.J., Prentice-Hall, 1979.

38. DOLCE, O.; POMPEO, J.N.. *Fundamentos da Matemática Elementar*.9ªed. Vol. 9. São Paulo, Editora Atual, 1993.

39. ROSCH, W.L., *Desvendando o Hardware do PC*. Rio de Janeiro, Editora Campus, 1990.

40. HOROWITZ, P.; Hill, W.. *The Art of Electronics* 2ª.ed. Cambridge University Press, 1989.

41. MILLMAN, J.; HALKIAS, C.C. Eletrônica. V.1, São Paulo, Mc Graw Hill, 1981.

Caio Chiaradia

Caio nasceu em Ourinhos-SP (Brasil), em 11/10/1970.

Graduou-se em Engenharia Elétrica em 1993, na Escola de Engenharia de São Carlos, da Universidade de São Paulo.

Em 1997 iniciou seu Mestrado no Laboratório de Física Offtálmica - FMRP-USP (LFO), através do DFI do IFSC-USP, onde defende a dissertação de Mestrado para obter o título de Mestre em Outubro de 1998.

Após a conclusão do Mestrado, terminará seu curso de graduação em Medicina e continuará com suas pesquisas no LFO, na condição de Engenheiro Eletrônico.

Laboratório de Física Oftálmica

FMRP-USP