

Universidade de São Paulo
Escola de Engenharia de São Carlos

Rodrigo Gonzalez Modugno

Uma Contribuição ao Projeto de Retinógrafos
Digitais

São Carlos, Janeiro de 2009

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Engenheiro **RODRIGO GONZALES MODUGNO**

Dissertação defendida e julgada em 05/02/2009 perante a Comissão Julgadora:



Prof. Associado **IVAN NUNES DA SILVA (Orientador)**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

APROVADO



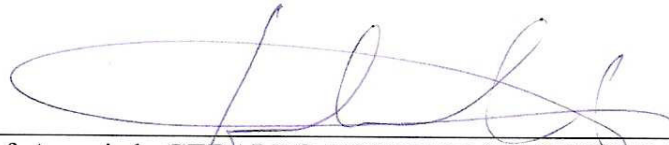
Prof. Dr. **EVANDRO LUIS LINHARI RODRIGUES**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

APROVADO



Prof. Dr. **JÊS DE JESUS FIAIS CERQUEIRA**
(Universidade Federal da Bahia/UFBA)

APROVADO



Prof. Associado **GERALDO ROBERTO MARTINS DA COSTA**
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e
Presidente da Comissão de Pós-Graduação

Rodrigo Gonzalez Modugno

Uma Contribuição ao Projeto de Retinógrafos Digitais

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

Orientador: Prof. Dr. Ivan Nunes da Silva

São Carlos, 2009

Dedicatória

Dedico este trabalho à minha querida Paula, a quem amo, pelo incentivo desde os tempos de graduação e encorajamento em realizar este trabalho.

Aos meus pais, Modugno e Denize, pelos exemplos de respeito, educação e conduta que a mim transmitiram desde minha infância e com quem até hoje muito aprendo.

Às minhas irmãs Adriana e Renata, que são grandes amigas com as quais sempre pude contar em absolutamente todos os momentos.

Agradecimentos

Ao meu orientador Prof. Dr. Ivan Nunes da Silva pelo incentivo e confiança depositada. Além disso, pelas importantes considerações científicas e acadêmicas que muito contribuíram para a qualidade deste trabalho.

À Universidade de São Paulo, instituição à qual muito me orgulho de fazer parte e a qual me trouxe ensinamentos muito além do que me foi transmitido nas disciplinas. Em especial aos professores Dr. Evandro Luís Linhari Rodrigues e Dr. Valentin Obac Roda.

Ao Dr. Mario Antonio Stefani, diretor de P&D da Opto Eletrônica, pelos ensinamentos técnicos e corporativos, além do incentivo à produção científica nas dependências da empresa.

Ao grande amigo Daniel dos Santos Júnior, em quem sempre me referenciei e com quem trabalhei arduamente na realização e conclusão do trabalho aqui descrito.

A todos os funcionários da Opto Eletrônica que trabalharam na realização deste projeto e que me receberam de braços abertos. Local onde fiz não só colega de trabalho, mas amigos que levarei para toda a vida. Dentre eles, agradeço especialmente aos amigos Alexandre Lourenço Soares, Érica Gabriela de Carvalho, Fátima Maria Mitsue Yasuoka, Moisés Satílio da Silva e Saulo Bombonato.

Resumo

MODUGNO, R. G. **Uma Contribuição ao Projeto de Retinógrafos Digitais**. 2008. 128p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Departamento de Engenharia Elétrica, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2008.

Este trabalho apresenta as metodologias que foram empregadas no desenvolvimento de um equipamento de retinografia digital. O sistema proposto foi inteiramente desenvolvido e manufaturado no Brasil, tornando-se o primeiro retinógrafo digital com tecnologia nacional. O equipamento descrito nesta dissertação é capaz de realizar tanto retinografias, que são imagens capturadas para observação do fundo de olho, quanto angiografias, que são exames nos quais, por meio da administração de contrastes, é possível destacar estruturas específicas da retina. Estes procedimentos permitem o diagnóstico de diversas patologias relacionadas não só à retina, mas também a diversas outras estruturas do olho humano, como por exemplo, a coróide. Esta dissertação demonstra alguns dos desafios e métodos empregados no desenvolvimento do equipamento proposto, além de uma visão geral de cada um dos sistemas que o compõem. São descritos os sistemas mecânico, óptico, eletrônico e de *software*, sendo cada um deles detalhados quanto às principais funções que desempenham no equipamento. Também são descritas as ferramentas de desenvolvimento utilizadas durante as etapas de análise e projeto. Ainda, são apresentados os testes de desempenho do equipamento, bem como um comparativo entre o sistema proposto e alguns dos equipamentos que atualmente são considerados referência entre médicos e operadores.

Palavras chave: retinografia, retina, retinógrafo, equipamentos médicos.

Abstract

MODUGNO, R. G. **A Contribution for the Development of Fundus Cameras**. 2008. 128p. Dissertation (Master degree in Electrical Engineering) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2008.

This work presents the methodology applied to the development of a digital fundus camera. The proposed system was entirely developed and manufactured in Brazil, becoming the first digital fundus camera with national technology. The described equipment can perform fundus images, which are images captured from eye fundus observation, and also angiograms, which are exams performed through the admission of dyes, where particular retinal structures are enhanced. Those procedures allow the diagnosis of several pathologies not only related to the eye fundus, but also many different structures of the human eye, like the choroid. This dissertation shows some of the challenges and methods that were applied to the development of the proposed system, in addition to an overview of each of the systems that composes the equipment. The mechanical, optical, electronic and *software* systems are described, being each one of them detailed regarding its main features performed in the equipment. Development tools used during the design are also described. Still, the functional and performance tests and results are described, and also a comparative evaluation between the proposed system and some of the equipments currently defined as reference among physicians and users.

Keywords: fundus imaging, retina, fundus camera, medical equipments.

Lista de Figuras

Figura 2.1 – Principais estruturas do olho humano	28
Figura 2.2 – Principais estruturas da retina humana.....	28
Figura 2.3 – Corte transversal do olho humano.....	29
Figura 2.4 – Angiografia de portador de retinopatia diabética.....	31
Figura 2.5 – Retinografia colorida de paciente portador de degeneração macular relacionada à idade tipo “seca”	32
Figura 2.6 – Esquemático simplificado do sistema óptico de iluminação de um retinógrafo ..	34
Figura 2.7 – Esquemático simplificado do sistema óptico de captação de um retinógrafo convencional.....	34
Figura 2.8 – Retinógrafo desenvolvido (Opto ADS) em seu primeiro teste clínico.....	35
Figura 2.9 – Equipamento de retinografia Analógico (Canon CF-60UD)	36
Figura 2.10 – Equipamentos convencionais com câmeras digitais acopladas ao sistema óptico	37
Figura 2.11 – Óculos 3D anaglífico.....	39
Figura 2.12 – Óculos 3D com <i>shutter</i> LCD.....	39
Figura 2.13 – Imagem de fundo de olho capturada por meio de retinografia colorida.....	40
Figura 2.14 – Imagem de fundo de olho capturada por meio de retinografia aneríttra	41
Figura 2.15 – Espectro de absorção e emissão da fluoresceína sódica.....	43
Figura 2.16 – Imagem de fundo de olho capturada por meio de angiografia fluoresceínica....	44
Figura 2.17 – Espectro de absorção e emissão da indocianina verde (ICG)	45
Figura 2.18 – Imagem de fundo de olho capturada por meio de angiografia de indocianina verde	46
Figura 3.1 – Dimensões externas do equipamento	48
Figura 3.2 – Sistema mecânico de posicionamento.....	49
Figura 3.3 – Mecanismo de translação – posicionamento XY	50
Figura 3.4 – Mecanismo de elevação – posicionamento no eixo Z.....	51
Figura 3.5 – Mecanismo de elevação (detalhe da transmissão por correia)	51
Figura 3.6 – Mecanismo de movimento angular	52
Figura 3.7 – Mecanismo de freio de movimento angular	52
Figura 3.8 – Mecanismo de ajuste de foco	53
Figura 3.9 – Sistema de posicionamento dos filtros barreira (Captação).....	54
Figura 3.10 – Sistema de posicionamento dos filtros excitação (Iluminação)	54
Figura 3.11 – Suporte dos elementos ópticos do subconjunto captadora	55
Figura 3.12 – Suporte dos elementos ópticos: (a) subconjunto objetiva; (b) subconjunto afocal	56
Figura 3.13 – Montagem completa da cabeça óptica.....	56
Figura 3.14 – Um dos diversos esquemáticos da placa de controle do sistema desenvolvido ..	58
Figura 3.15 – Layout de uma das placas desenvolvidas para o equipamento	59
Figura 3.16 – Foto da placa de controle do sistema desenvolvido	61
Figura 3.17 – Diagrama de blocos da placa de controle do sistema desenvolvido.....	62
Figura 3.18 – Painel de controle da unidade de captura	63
Figura 3.18 - Esquemático do sistema de controle de filtros.....	65
Figura 3.19 – Esquemático do Sistema de Posicionamento dos filtros espectrais	66
Figura 3.20 – Esquemático do Controle Fotoacoplado do sistema de iluminação	67
Figura 3.21 – Tela principal do <i>Software</i> do retinógrafo desenvolvido	74
Figura 3.22 – Tela de captura de imagens	75
Figura 3.23 – Diagrama Entidade-Relacionamento da base de dados do <i>software</i> desenvolvido.....	76

Figura 3.24 – Tela de Edição de Imagens	78
Figura 3.25 – Imagem original (a) e seqüência de processamentos aplicados para melhora de sua qualidade (b), (c) e (d).....	79
Figura 3.26 – Tela de cálculo de área relativa	80
Figura 3.27 – Tela de sobreposição de imagem.....	80
Figura 3.28 – Tela de impressão de resultados	81
Figura 3.29 – Esquema óptico coaxial simplificado de um retinógrafo digital	84
Figura 3.30 – Sistema óptico de iluminação completo	85
Figura 3.31 – Esquema óptico de um telescópio kepleriano.....	86
Figura 3.32 – Sistema óptico de captação completo	88
Figura 3.33 – Banda de passagem espectral do filtro excitação utilizado para retinografia colorida.....	89
Figura 3.34 – Banda de passagem espectral do filtro excitação utilizado para retinografia aneríttra	90
Figura 3.35 – Banda de passagem espectral do filtro excitação utilizado para angiografia fluoresceínica (FA)	91
Figura 3.36 – Banda de passagem espectral do filtro barreira utilizado para angiografia fluoresceínica (FA)	91
Figura 3.37 – Banda de passagem espectral do filtro excitação utilizado para angiografia de indocianina verde (ICG).....	92
Figura 3.38 – Banda de passagem espectral do filtro barreira utilizado para angiografia de indocianina verde (ICG).....	93
Figura 4.1 – Resposta de um sistema óptico para diferentes frequências espaciais.....	99
Figura 4.2 – Alvo para cálculo de resolução óptica	100
Figura 4.3 – Alvo para cálculo de MTF desenvolvido pela Opto Eletrônica S/A	102
Figura 4.4 – Curva de MTF calculada a partir de foto capturada pelo equipamento.....	103
Figura 4.5 – Retinógrafo Zeiss Visucam.....	105
Figura 4.6 – Retinógrafo Canon CR-DGi	107
Figura 4.7 – Retinógrafo TRC-NW200	108

Lista de Tabelas

Tabela 3.1 – Mensagens da rede CAN	69
Tabela 4.1 – Taxa de atualização da câmera	98
Tabela 4.2 – MTF do sistema óptico de captação	104
Tabela 4.3 – Especificações do Retinógrafo desenvolvido	104
Tabela 4.4 – Especificações Zeiss Visucam	106
Tabela 4.5 – Especificações Canon CR-DGi.....	107
Tabela 4.6 – Especificações Topcon TRC-NW200.....	109

Lista de Abreviaturas e Siglas

3D	Três dimensões. Qualquer figura que tenha altura, largura e profundidade.
BSH	<i>Brightness, Saturation and Hue</i> – Brilho, Saturação e Matiz
CAD	<i>Computer Aided Design</i> – Desenho Auxiliado por Computador
CCD	<i>Charge-coupled device</i> – Dispositivo de carga acoplado
CD	<i>Compact Disc</i> – Disco compacto
CMOS	<i>Complementary Metal-oxide Semiconductor</i> – Semicondutor metal-óxido complementar
DMRI	Degeneração Macular Relacionada à Idade
DVD	<i>Digital Versatile Disc</i> – Disco Digital Versátil
ESF	<i>Edge Spread Function</i> – Função de Espalhamento de Borda
FA	<i>Fluorescein Angiography</i> – Angiografia Fluoresceínica
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i> – Transformada Rápida de Fourier
FOV	<i>Field of View</i> – Campo de visada
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
ICG	<i>Indocyanine Green</i> – Indocianina Verde
ISO	<i>International Organization for Standardization</i> – Organização Internacional para Padronização
JTAG	<i>Joint Test Action Group</i>
kB	<i>Kilo Byte</i> - Quantidade de dados equivalente a 1.024bits.
LCD	<i>Liquid Crystal Display</i> – Tela de Cristal Líquido
LSF	<i>Line Spread Function</i> – Função de Espalhamento de Linha
MB	<i>Mega Bytes</i> - Quantidade de dados equivalente a 1.048.576 bits
DER	Diagrama Entidade-Relacionamento
MTF	<i>Modulation Transfer Function</i> – Função de Transferência de Modulação
MUX-GSE	<i>Ground Support Equipment</i> – Equipamento de Suporte em Terra da MUX
NBR	Norma Brasileira

NIR	<i>Near Infrared</i> – Infravermelho próximo
ORA	<i>Optical Researches Associates</i> – Pesquisadores Ópticos Associados
P&D	Pesquisa e Desenvolvimento
PCB	<i>Printed Circuit Board</i> – Placa de Circuito Impresso
Pixel	<i>Picture Element</i> - Elemento de imagem
PSF	<i>Point Spread Function</i> – Função de Espalhamento de Ponto
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i> – Modulação por Largura de Pulso
RD	Retinopatia Diabética
RF	<i>Red Free</i> – Retinografia Aneríttra
RGB	<i>Red, Green and Blue</i> – Vermelho, Verde e Azul
SAE	<i>Society of Automotive Engineers</i> – Sociedade de Engenheiros Automotivos
SMD	<i>Surface Mount Devices</i> – Componentes de Montagem em Superfície
SQL	<i>Structured Query Language</i> – Linguagem de Consulta Estruturada
USAF	<i>United States Air Force</i> – Force Aérea dos Estados Unidos
VCL	<i>Visual Components Library</i> – Biblioteca de Componentes Visuais

Sumário

1	INTRODUÇÃO.....	21
1.1	Motivação e Relevância do Trabalho	21
1.1.1	O crescimento das indústrias inovadoras brasileiras	21
1.1.2	Doenças da retina.....	22
1.1.3	Disseminação da retinografia	23
1.2	Objetivos e Justificativa do Trabalho	24
1.3	Organização da dissertação	25
2	EQUIPAMENTOS DE RETINOGRAFIA	27
2.1	Anatomia do Olho Humano.....	27
2.2	Principais aplicações dos equipamentos de retinografia	30
2.2.1	Retinopatia Diabética.....	30
2.2.2	Degeneração Macular Relacionada à Idade (DMRI).....	31
2.3	Princípios de funcionamento	32
2.3.1	Sistemas analógicos de captura de imagem.....	36
2.3.2	Sistemas digitais de captura de imagem	37
2.3.3	Sistemas não-midriáticos	38
2.3.4	Sistemas estereoscópicos	38
2.4	Procedimentos para diagnóstico	39
2.4.1	Retinografias coloridas	40
2.4.2	Retinografias anerítras	41
2.4.3	Angiografias fluoresceínicas	42
2.4.4	Angiografias de indocianina verde	44
3	PROJETO DE EQUIPAMENTO DE RETINOGRAFIA DESENVOLVIDO	47
3.1	Projeto Mecânico	47
3.1.1	Ferramentas de desenvolvimento	47
3.1.2	Requisitos do projeto mecânico.....	47
3.1.2.1	Mecanismo de translação.....	49
3.1.2.2	Mecanismo de elevação.....	50
3.1.2.3	Mecanismo de movimento angular.....	51
3.1.2.4	Mecanismo de freio de movimento angular	52
3.1.2.4.1	Mecanismo de ajuste de foco.....	53
3.1.2.5	Sistema de posicionamento de filtros	54
3.1.3	Adequação às necessidades do projeto óptico	55
3.2	Projeto Eletrônico	57
3.2.1	Ferramentas de desenvolvimento	57
3.2.2	Requisitos do projeto eletrônico	59
3.2.2.1	Placa de Controle	60
3.2.2.2	<i>Firmware</i> da eletrônica embarcada.....	63
3.2.2.3	Controle do sistema de posicionamento de filtros	64
3.2.2.4	Sistema fotoacoplado de controle da iluminação	67
3.2.2.5	Interface de comunicação CAN.....	68
3.3	Desenvolvimento do <i>Software</i> de Controle	69
3.3.1	Ferramentas de desenvolvimento	69
3.3.2	Metodologia aplicada.....	70
3.3.2.1	Arquitetura do programa.....	71
3.3.3	Requisitos de <i>software</i>	72
3.3.3.1	Princípios de funcionamento	73
3.3.3.2	Banco de dados	76

3.3.3.3	Armazenamento de dados	77
3.3.3.4	Processamento e edição de imagens.....	77
3.3.3.5	Ferramentas de auxílio ao diagnóstico	79
3.3.3.6	Impressão de resultados	81
3.3.3.7	Validação de <i>Software</i>	81
3.3.4	Controle de versões	82
3.4	Projeto Óptico	83
3.4.1	Ferramentas de desenvolvimento.....	83
3.4.2	Requisitos do projeto óptico.....	83
3.4.2.1	Sistema óptico de iluminação.....	84
3.4.2.2	Sistema óptico de captação	86
3.4.2.3	Filtros de bombeio e barreira	88
3.4.2.3.1	Filtros para retinografia colorida.....	88
3.4.2.3.2	Filtros para retinografia anerítia.....	89
3.4.2.3.3	Filtros para angiografias fluoresceínicas	90
3.4.2.3.4	Filtros para angiografias com indocianina verde.....	92
3.5	Controle de Qualidade Final	93
3.5.1	Testes funcionais e de desempenho	94
4	RESULTADOS REFERENTES AOS TESTES DE DESEMPENHO E ANÁLISE	
COMPARATIVA	97
4.1	Análise de desempenho do módulo de imagem.....	97
4.2	Análise de desempenho do sistema óptico.....	98
4.2.1.1	Função de transferência de modulação – MTF	99
4.3	Comparativo entre Equipamentos.....	105
4.3.1	Zeiss Visucam	105
4.3.2	Canon CR-DGi.....	106
4.3.3	Topcon TRC-NW200.....	108
5	CONCLUSÕES E CONTINUIDADE DO TRABALHO	111
5.1	Conclusões Gerais.....	111
5.2	Trabalhos Futuros	112
5.2.1	Mosaico de imagens.....	112
5.2.2	Modo conforto.....	112
5.2.3	Sistema óptico de alto desempenho	113
5.2.4	Captura não-midrática	113
5.2.5	Sistema óptico telecêntrico	113
5.2.6	Captura estereoscópica.....	113
5.2.7	Sistemas de apoio à decisão	114
5.2.8	Módulo de telemedicina.....	114
REFERÊNCIAS	115
ANEXOS	119
Anexo I	– Diagrama de Arquitetura do <i>Software</i>	119
Anexo II	– Diagramas de Fluxo de Dados do <i>Software</i> de Controle	120
Anexo III	– Estrutura do Programa	126

1 Introdução

1.1 Motivação e Relevância do Trabalho

1.1.1 O crescimento das indústrias inovadoras brasileiras

Segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), em 2005, 32,8 mil empresas fizeram inovação tecnológica em produtos ou processos. Deste total, 30.377 são industriais e 2.418 de serviços de alta intensidade tecnológica. Quando comparados aos dados de 2003, onde o número de indústrias que fizeram inovações era de 28.036, observa-se um crescimento de 8,4%.

Ainda, baseando-se nos dados divulgados por esta mesma pesquisa, verifica-se que empresas consideradas de médio porte, ou seja, que possuem entre 100 e 499 funcionários foram as que obtiveram um maior crescimento em sua taxa de inovação, aproximadamente 30%.

Em relação às despesas com atividades de P&D sobre sua receita, verifica-se que, entre os resultados obtidos nas pesquisas de 2003 e 2005, o setor de equipamentos de instrumentação médico-hospitalares, instrumentos de precisão e ópticos, equipamentos para automação industrial, cronômetros e relógios foi um dos dois únicos setores que apresentaram crescimento de suas despesas, confirmando a grande competitividade e necessidades de investimento em P&D neste setor.

Apesar dos resultados positivos apresentados, os problemas de natureza econômica ainda assustam as empresas inovadoras nacionais. No setor industrial, 34,3% das 30,4 mil empresas inovadoras afirmam que os elevados custos de inovação, seguido pelos imensos riscos econômicos e a escassez de fontes de financiamento, são os maiores obstáculos existentes para um crescimento ainda maior deste segmento.

Em função dos dados que acabam de ser apresentados, verifica-se a existência de um cenário favorável, ainda que relativamente inseguro economicamente, para o desenvolvimento de um equipamento com elevado nível de inovação tecnológica como o que será proposto nesta dissertação.

Como será concluído posteriormente nesta dissertação, o equipamento proposto neste trabalho conseguiu atingir os mesmos níveis de qualidade de equipamentos importados e desenvolvidos por líderes no segmento a que este se enquadra, sendo no entanto, comercializado por valores mais baixos. Além disso, trata-se de um equipamento diferenciado no aspecto de ser extremamente simples de operar, facilitando seu uso por pessoas pouco familiarizadas com sistemas computacionais e digitais.

1.1.2 Doenças da retina

Segundo Yorston (2003), em países pobres da África, a catarata ainda é uma das maiores causas de cegueira entre a população, enquanto que em países sul-americanos de nível de desenvolvimento médio, como Brasil, Argentina e Chile, e em países desenvolvidos, esta pode ser facilmente tratada de maneira rápida, segura e eficiente. Nos países sul-americanos citados anteriormente, o glaucoma e a retinopatia diabética são consideradas as grandes causas de perda da visão. Em países desenvolvidos, o glaucoma e a retinopatia diabética ainda possuem um elevado percentual dentre as causas de perda da visão; no entanto, as doenças relacionadas à retina representam a maior parte das causas de cegueira.

Ainda segundo Yorston (2003), doenças da retina não eram consideradas prioridades dentre os programas de prevenção à cegueira de países em desenvolvimento. Dentre as causas sugeridas pelo autor, cujo estudo se baseia em análises da política e população indianas, as relacionadas a seguir se equiparam com as situações observadas no Brasil.

Primeiramente, nos países em desenvolvimento, as doenças da retina eram consideradas causas incomuns de cegueira, não sendo consideradas uma prioridade em seus programas de prevenção e combate à cegueira. Doenças relacionadas à córnea e ao cristalino, como a catarata e cicatrizes corneanas (*corneal scars*), respectivamente, recebiam o maior volume de investimento, tanto em pesquisa e treinamento quanto em infra-estrutura operacional.

Em segundo lugar, em função dos elevados custos relacionados à compra, manutenção e operação, os equipamentos para diagnóstico e tratamento, tais como retinógrafos, topógrafos e campímetros, geralmente de difícil acesso em países em desenvolvimento, somando-se o tempo necessário para treinamento de especialistas na área, criou-se o paradigma de que os investimentos elevados necessários para o tratamento de patologias da retina não justificavam os resultados clínicos obtidos.

De acordo com FOUNDATION FIGHTING BLINDNESS (2007), a degeneração macular relacionada à idade é a causa mais comum de perda de visão em indivíduos com mais de 55 anos. Segundo estimativas, nove milhões de pessoas, somente nos Estados Unidos da América, possuem ou estão sobre grande risco de desenvolvê-la. Com o aumento da expectativa de vida da população mundial, este número tende a crescer ainda mais, assim como das demais retinopatias.

Em função das informações citadas anteriormente, conclui-se que, à medida que países se tornam mais prósperos, as doenças que levam à cegueira passam a estar cada vez mais relacionadas às patologias da retina.

1.1.3 Disseminação da retinografia

Ainda segundo Yorston (2003), a disseminação dos equipamentos de retinografia é uma das razões pelo aumento significativo de diagnósticos de doenças da retina. Novas

tecnologias permitem que estes equipamentos sejam instalados e operados em áreas onde antes não seria possível sua compra ou manutenção, tanto técnica quanto operacional. Equipamentos de retinografia são baseados em captura analógica de imagens, ou seja, utilizam filmes fotográficos que devem, posteriormente, ser revelados em laboratório para que só assim se possa realizar um diagnóstico preciso. Com o advento da fotografia digital, os custos de revelação dos filmes vêm crescendo substancialmente ano após ano, tornando desta forma a retinografia analógica cada vez mais onerosa. No sentido contrário a esta tendência, a retinografia digital, apesar de seu custo inicial mais elevado, seu custo operacional é mínimo se comparado aos equipamentos analógicos. As imagens capturadas podem ser visualizadas diretamente na tela do microcomputador, reduzindo os custos operacionais em até 50% (Torres, 2006). Além disso, o diagnóstico e o tratamento podem ser realizados instantes após a realização do exame, evitando que pacientes de regiões distantes tenham que realizar diversas visitas durante o período de diagnóstico e tratamento, diminuindo, desta forma, gastos que antes ficavam a cargo do paciente ou dos governos locais.

Diferentemente dos equipamentos atualmente produzidos, onde adaptações são realizadas de modo a acoplar uma câmera digital comercial ao sistema óptico de um retinógrafo já existente, o aparelho aqui proposto foi totalmente desenvolvido com o objetivo de ser um sistema 100% digital, sendo este uma das contribuições originais desta dissertação. Desta forma, sua óptica, *software* e mecânica foram projetadas de maneira a garantir esta forte integração.

1.2 Objetivos e Justificativa do Trabalho

O objetivo desta dissertação é enumerar os desafios e respectivas soluções encontradas para o desenvolvimento de um equipamento opto-eletromecânico que realiza a captura de imagens do fundo de olho (retina). Tal trabalho foi realizado por uma equipe

multidisciplinar, sendo aqui descritas, em linhas gerais, cada uma das diferentes tarefas executadas. Para isto, o projeto do equipamento foi dividido nas quatro principais partes que o compõem: projeto mecânico, projeto eletrônico, projeto de *software* e projeto óptico.

As soluções aqui apresentadas resultam em um equipamento de excelente qualidade, sendo capaz de competir diretamente com os atualmente produzidos por grandes multinacionais.

Este equipamento, que no decorrer de toda esta dissertação será chamado de retinógrafo, é fabricado há mais de cinco décadas em países como Estados Unidos, Alemanha e Japão. Cumpre destacar que o equipamento aqui descrito é o único totalmente projetado e construído no Brasil.

Uma vez relacionados os objetivos deste trabalho, justifica sua continuidade à geração de conhecimento, emprego e renda, além da redução da dependência tecnológica brasileira na área de equipamentos médicos-oftálmicos, acarretando uma redução no fluxo de importações, podendo até mesmo gerar, como se destaca neste trabalho, exportações para países da comunidade europeia, Oceania, Ásia e América do Norte.

Justifica também este trabalho a tentativa de reduzir os custos do equipamento, fazendo com que a retinografia, até o presente momento, limitada a hospitais e grandes clínicas particulares de nosso país, se torne um procedimento diagnóstico acessível a todos.

1.3 Organização da dissertação

Esta dissertação está dividida em cinco seções principais. A primeira delas, a qual faz parte este item, apresenta a relevância do trabalho, seus objetivos e justificativas que o levaram a ser realizado e publicado.

A Segunda Seção traz a descrição funcional de equipamentos semelhantes ao proposto neste trabalho. Além disso, descreve-se os princípios de operação, tipos de exames realizados e as diversas arquiteturas existentes, comparando suas vantagens e desvantagens.

A Terceira Seção descreve as técnicas e soluções empregadas para o desenvolvimento do equipamento, como os projetos mecânico, óptico e eletrônico, além do desenvolvimento do *software* de controle. Esta seção também abrange as fases de controle de qualidade do equipamento.

Na Quarta Seção são apresentados os resultados obtidos pelas técnicas propostas na Seção anterior. São destacadas as qualidades que diferenciam o produto em relação a seus concorrentes e o que ficou aquém do desejado.

Finalmente, na Quinta e última Seção são apresentadas conclusões gerais do projeto e linhas de pesquisa que poderão ser seguidas para uma melhoria contínua do equipamento desenvolvido, melhorando seu desempenho e, conseqüentemente, mantendo-o sempre competitivo.

Os aspectos relacionados a este trabalho já tem sido divulgado no seguinte evento:

MODUGNO, R. G.; SILVA, I. N.; SANTOS JUNIOR, D. Development of a Digital Fundus Camera. In: BRAZILIAN CONFERENCE ON DYNAMICS, CONTROL AND APPLICATIONS, 7, 2008, Presidente Prudente, **Anais...** p. 848 – 853.

2 Equipamentos de Retinografia

2.1 Anatomia do Olho Humano

O globo ocular é predominantemente preenchido por uma substância gelatinosa com pressão suficiente para manter seu formato. É alojado no crânio e fixado e movimentado por meio de seis músculos diferentes (Smith, 2000). Além disso, o olho humano é constituído por camadas concêntricas aderidas entre si, sendo três o número de camadas existentes. Estas camadas são denominadas túnicas, sendo elas: a túnica externa, a túnica média e a túnica interna.

A túnica externa é constituída pela córnea anterior e pela esclera, sendo reponsável principalmente pela proteção das demais estruturas do olho. A esclera, predominantemente branca e opaca, possui um raio de curvatura de aproximadamente 12 milímetros, enquanto que o raio de curvatura da córnea gira em torno de 8 milímetros (Atchison, 2000).

A túnica média é constituída pela íris anterior, coróide posterior e corpo ciliar intermediário, sendo esta uma região ricamente vascularizada. Tanto a íris quanto o corpo ciliar executam importantes papéis na visão, controlando a entrada de luz e o processo de acomodação visual, respectivamente. A coróide, em conjunto com o corpo ciliar, auxilia na vascularização do olho.

A túnica interna, constituída pela retina, é responsável pelos estímulos sensoriais da visão. É uma extensão do sistema nervoso central e está conectada ao cérebro através do nervo óptico. A Figura 2.1 a seguir ilustra o olho humano e suas principais estruturas.

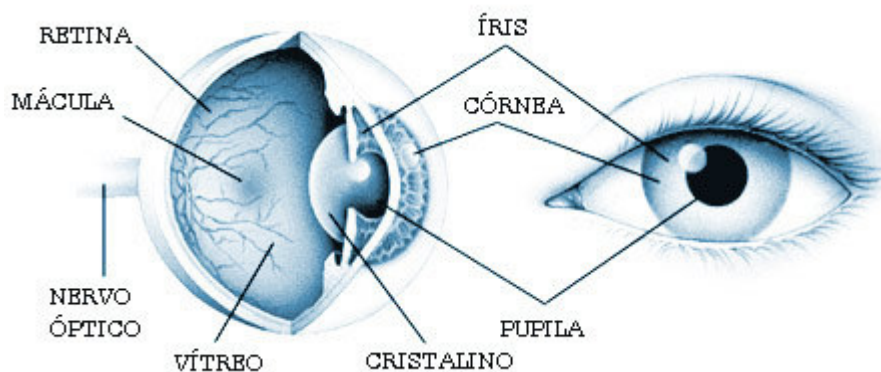


Figura 2.1 – Principais estruturas do olho humano

Fonte: <http://www.oftalmo.com.br/olho.htm>. Acesso em: 17 Jan. 2008

É justamente na retina, estrutura observada com o uso de equipamentos de retinografia, que se formam as imagens dos objetos observados pelo olho humano. A Figura 2.2 exibe uma ilustração da retina, semelhante às imagens capturadas por equipamentos de retinografia, destacando suas principais estruturas.

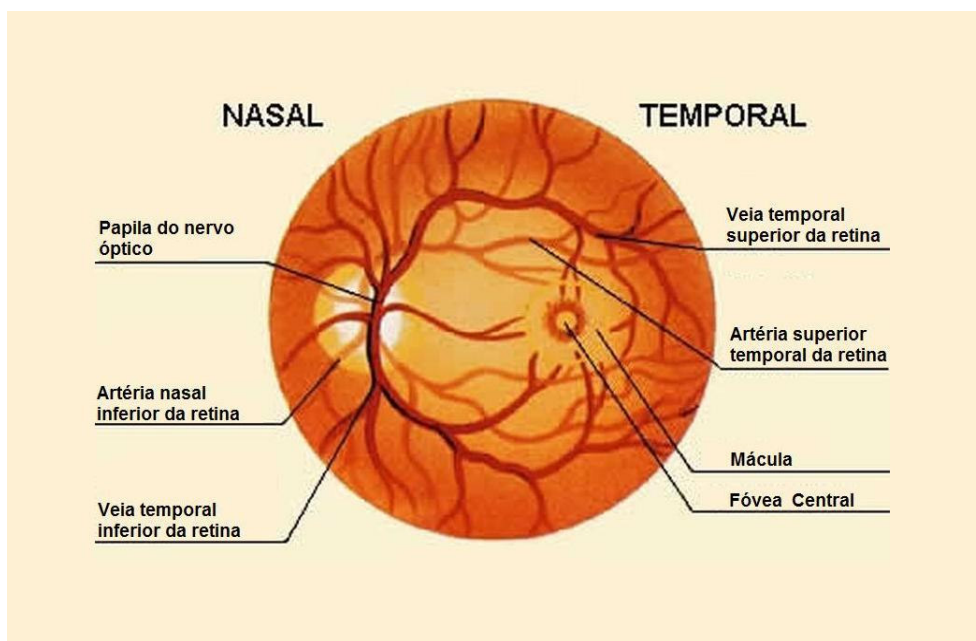


Figura 2.2 – Principais estruturas da retina humana

Fonte: <http://www.eyesbypremier.com/EyeAnatomy.aspx>. Acesso em: 27 Fev. 2008

A retina humana contém dois tipos de foto-receptores: os cones e os bastonetes, nomes dados em função de seus formatos (Atchison, 2000). Os bastonetes estão localizados primordialmente na região periférica da retina e são responsáveis pela visão em condições de baixa luminosidade, sendo, no entanto, pouco sensíveis às cores. Os cones não são sensíveis como os bastonetes, no entanto, possuem pigmentos especializados na visualização das cores.

Essa região, denominada mácula e ilustrada na Figura 2.2, possui uma pequena depressão em seu centro denominada fóvea, ou mácula lútea, onde existe apenas foto-receptores do tipo cone. Tal região, em função da grande quantidade de cones e por estar no ponto de foco do olho, é dedicada para a visão de alta resolução, ou seja, é utilizada na observação de objetos com nitidez.

As imagens formam-se na região da retina onde se alinham a pupila, a íris e o centro do cristalino, isto é, pelo eixo visual do globo ocular (Figura 2.3).

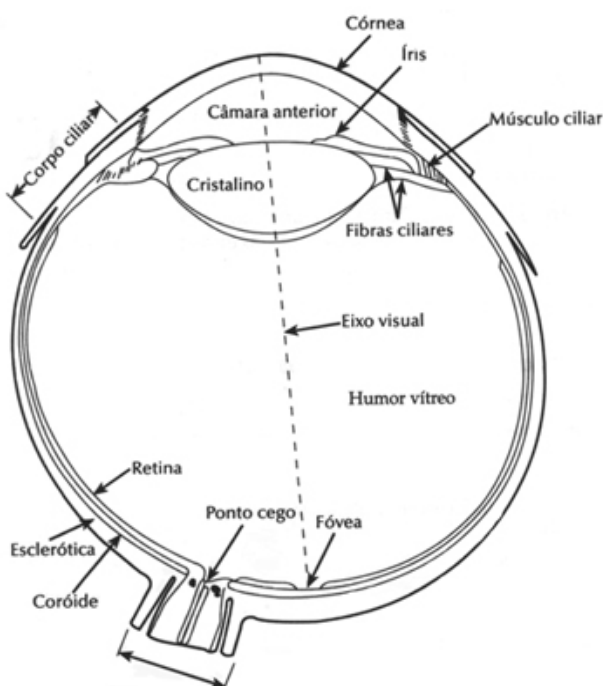


Figura 2.3 – Corte transversal do olho humano

Fonte: http://www.joinville.udesc.br/processamentodeimagens/vis_humana.html. Acesso em:

28 Fev. 2008

2.2 Principais aplicações dos equipamentos de retinografia

Os retinógrafos, como o próprio nome sugere, realizam a captura de imagens da retina e suas estruturas, tais como mácula, nervo óptico e fóvea. Estas estruturas, quando observadas, permitem, ou auxiliam, no diagnóstico de diversas patologias, sendo que algumas delas nem sempre estão exclusivamente ligadas à retina. Diversas podem ser as causas para doenças da retina. “Traumas, pancadas, doenças ou alterações surgidas com a idade podem prejudicar o funcionamento da visão. Dependendo do caso, a perda pode ser total e irreversível.” (Dantés e Siqueira, 2004).

Em geral, os equipamentos podem realizar dois tipos distintos de exames: as retinografias, que podem ser coloridas ou anerítras, e as angiografias, que podem ser fluoresceínicas ou de indocianina verde (ICG). Detalhes sobre cada um destes tipos de exames serão abordados na Seção 2.4.

Alguns equipamentos atuais, inclusive o sistema desenvolvido e descrito nesta dissertação, permitem a realização de exames por meio de fontes de luz com comprimento de onda no infravermelho próximo (NIR). Estes equipamentos permitem, mediante admissão de contrastes, a visualização da coróide, estrutura intensamente vascularizada cuja função é prover a retina com nutrientes e oxigênio.

2.2.1 Retinopatia Diabética

Segundo Dantés e Siqueira (2004), a retinopatia diabética (RD) é sabidamente a maior causa de cegueira do mundo ocidental. É caracterizada por alterações no sistema vascular da retina, desenvolvendo lesões que podem causar hemorragias e, conseqüentemente, a perda da acuidade visual. Para esta patologia, o exame de angiografia fluoresceínica é essencial, permitindo a visualização de micro aneurismas hiperfluorescentes, além de

pequenas áreas de ausência de capilares. A Figura 2.4 exibe uma imagem de fundo de olho com retinopatia diabética.

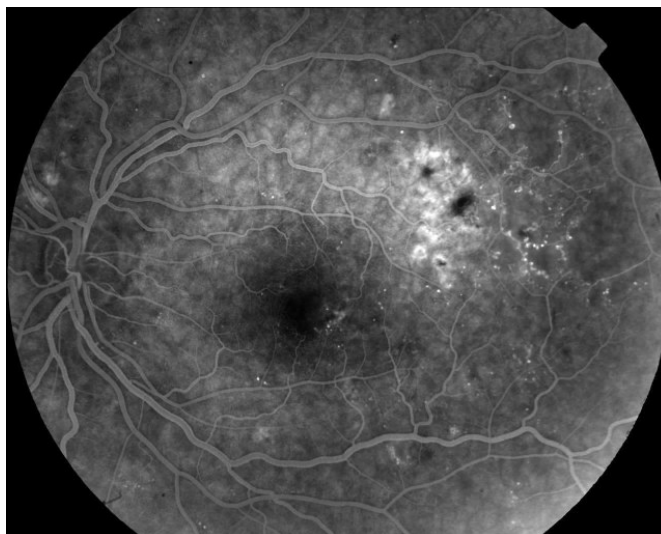


Figura 2.4 – Angiografia de portador de retinopatia diabética

Fonte: <http://www.um.es/cuvi/que.php>. Acesso em: 13 Ago. 2008

Pacientes com diabetes tipo I, também denominada insulino-dependente, devem, após cinco anos de diagnóstico da doença, realizar exames de retinografia e angiografia anualmente. Já pacientes com diabetes tipo II, ou não insulino-dependentes, devem realizar o primeiro exame assim que a doença é diagnosticada e, em seguida, em intervalos de um ano.

2.2.2 Degeneração Macular Relacionada à Idade (DMRI)

Segundo também Dantés e Siqueira (2004), vários fatores têm sido implicados na sua fisiopatologia, tais como doenças cardiovasculares, tabagismo e outras. É importante ressaltar a possibilidade desta patologia estar associada somente a um processo de envelhecimento, ocorrendo ao longo do tempo, em decorrência de características individuais, além de hábitos de vida. A DMRI pode ser de dois tipos: “seco” ou “úmido”, sendo a primeira ocorrendo na grande maioria dos casos (entre 80% e 90%). A DMRI seca é caracterizada pela formação de pequenos depósitos amarelados sob a mácula (Figura 2.5). Estes depósitos são chamados de

"drusas" e podem fazer com que a mácula fique mais fina e completamente ressecada. Esta perda de visão é gradual e pode levar anos.

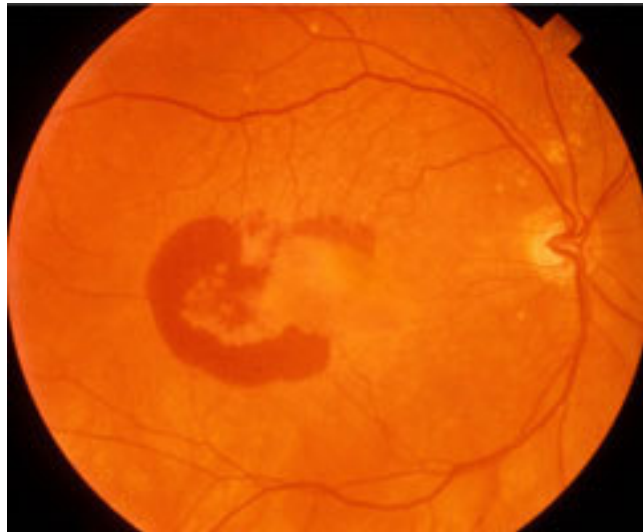


Figura 2.5 – Retinografia colorida de paciente portador de degeneração macular relacionada à idade tipo “seca”

Fonte: <http://www.nei.nih.gov/>. Acesso em: 13 Ago. 2008

Às vezes, a DMRI seca se transforma em úmida conforme novos vasos sanguíneos anormais são formados sob a mácula. Esses vasos sanguíneos incham, rompem e formam tecidos de cicatrização que permanentemente danificam a visão, embaçando os raios de luz e as cores antes que possam atingir a mácula. Esta perda da visão pode ocorrer em meses ou até mesmo em um intervalo de poucas semanas.

2.3 Princípios de funcionamento

Equipamentos de retinografia, também conhecidos como câmeras de retina ou câmeras retiniais, consistem em um sistema óptico baseado em um telescópio kepleriano invertido acoplado a um sistema axial de iluminação (Carvalho, 2006). Este sistema faz com que a imagem da retina seja magnificada e, através de um conjunto de lentes denominado objetiva, sua imagem seja projetada em um anteparo. Neste mesmo sistema óptico são

acoplados filtros espectrais e um sistema de captura de imagens que pode ser uma máquina fotográfica convencional ou, nos equipamentos mais modernos, um sistema de captura digital.

Baseado na descrição anterior, estes equipamentos podem ser subdivididos em três subsistemas: sistema eletro-eletrônico, sistema óptico e sistema mecânico.

O sistema eletro-eletrônico possui diversas funções de controle do equipamento, no entanto, duas se destacam: o controle da fonte luminosa e o sistema de captura de imagens. O controle da iluminação, que deve ser uma fonte de luz contínua, deve permitir ao operador um ajuste fino de sua intensidade a fim de proporcionar um exame preciso e, ao mesmo tempo, confortável ao paciente. Em alguns sistemas, onde o *flash* está presente, geralmente por intermédio de lâmpadas de Xenônio, seu sincronismo com o sistema de captura também é realizado pelo sistema eletrônico. O sistema de captura de imagens em sistemas analógicos é realizado por meio de câmeras fotográficas equipadas com filmes colorido ou preto-e-branco convencionais. Após a captura, os filmes são revelados em equipamentos automáticos (geralmente fotos coloridas) ou mediante processos manuais (mais utilizados para fotos em preto-e-branco). Nos sistemas digitais, a captura da imagem é realizada por meio de sensores fotossensíveis, geralmente dos tipos CCD ou CMOS. Os sinais capturados por estes sensores são condicionados e transferidos para uma mídia digital, CD, DVD ou cartões de memórias, ou diretamente para o microcomputador onde pode ser visualizado em tempo real ou após a captura de uma imagem.

O sistema óptico pode ser subdividido em sistema de iluminação e sistema de captação. O sistema de iluminação (Figura 2.6), como o próprio nome sugere, é responsável por projetar a energia gerada pela fonte de luz de forma homogênea na retina do paciente. A iluminação é projetada na retina do paciente por meio de um anel de iluminação, conforme foi descrito há quase três décadas atrás por Nohda (1982) em uma de suas patentes.

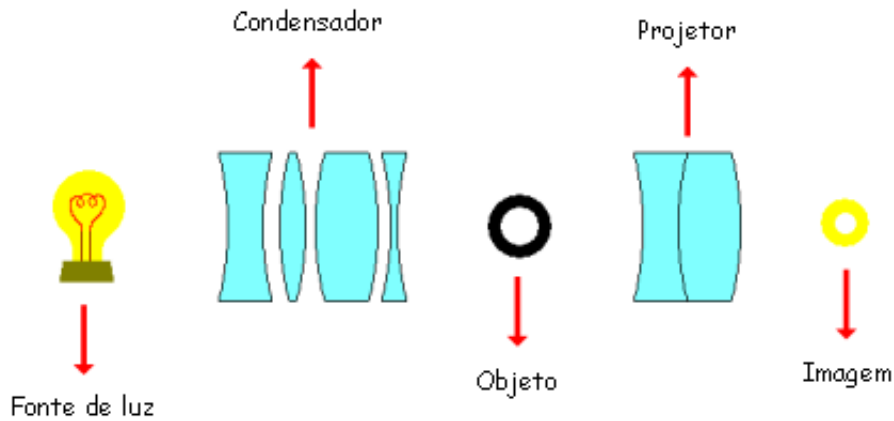


Figura 2.6 – Esquemático simplificado do sistema óptico de iluminação de um retinógrafo

Fonte: Carvalho (2006)

Este sistema, desenvolvido há aproximadamente quatro décadas, ainda é utilizado pela grande maioria dos equipamentos de retinografia existentes no mercado.

O sistema de captação deve projetar no filme fotográfico, ou sensor eletrônico, a imagem da retina com a maior resolução possível.

O sistema de captura deve ser extremamente “claro”, de forma a evitar a exposição do paciente a elevados níveis de iluminação. A Figura 2.7 ilustra o princípio de funcionamento do sistema de captação de imagens de um retinógrafo convencional.

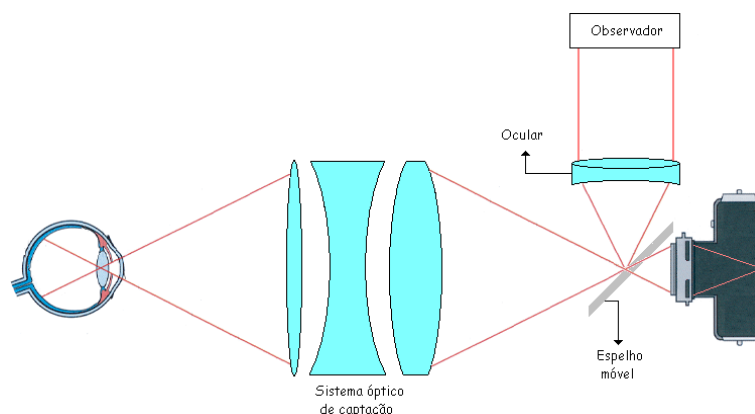


Figura 2.7 – Esquemático simplificado do sistema óptico de captação de um retinógrafo convencional

Fonte: Carvalho (2006)

O sistema mecânico deve servir de suporte aos outros subsistemas descritos anteriormente. Além disto, deve-se prover ao operador dispositivos para um posicionamento preciso do equipamento de forma a capturar imagens com facilidade, posicionamento este realizado por meio de um *joystick*. Deve-se também proporcionar condições para que o paciente seja acomodado de maneira confortável e estável durante a realização do exame. A Figura 2.8 foi registrada durante o primeiro teste clínico do sistema desenvolvido.

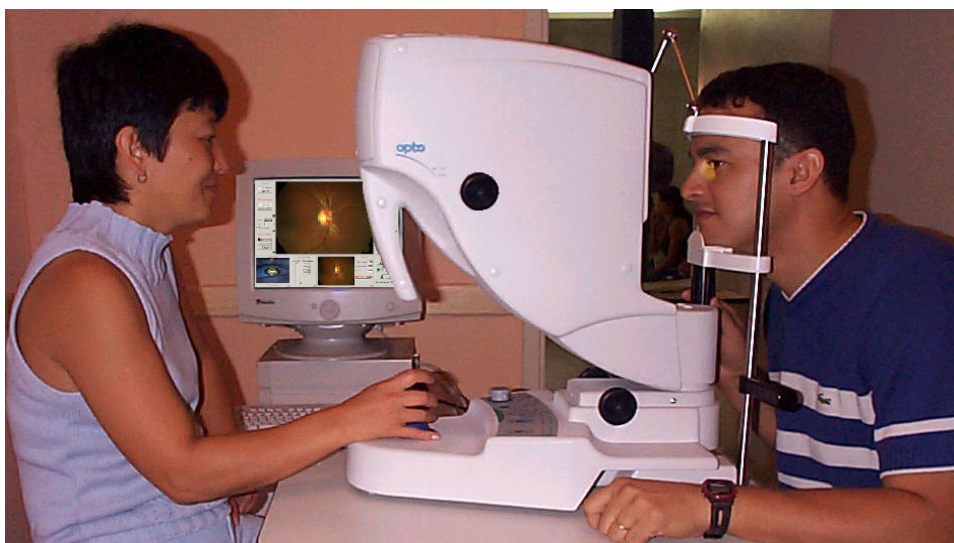


Figura 2.8 – Retinógrafo desenvolvido (Opto ADS) em seu primeiro teste clínico

No mercado existem atualmente diversos modelos de retinógrafos. No entanto, todos compartilham destes mesmos três subsistemas básicos. O que os diferencia são as aplicações às quais são especializados. Existem equipamentos com diferentes ângulos de abertura (FOV), variando entre 20 e 140 graus, sendo a escolha feita em relação ao tipo de patologia que se deseja diagnosticar ou pesquisar. Existem sistemas de alta-resolução, utilizados em estudos avançados de determinadas estruturas da retina, enquanto equipamentos de menor resolução são utilizados para diagnósticos clínicos a um custo mais baixo. Existem também modelos portáteis, utilizados em paciente acamados, neonatos e para estudos em animais (Dantés e Siqueira, 2004). Portanto, a escolha de um equipamento, a ser feita por um retinólogo ou a

definição dos requisitos de projeto a ser feita por um desenvolvedor, deve-se analisar a área onde este equipamento irá atuar e o mercado que se deseja atingir.

2.3.1 Sistemas analógicos de captura de imagem

Os primeiros retinógrafos existentes realizavam capturas analógicas, ou seja, utilizavam câmeras convencionais com filme fotográfico. Seu princípio de funcionamento é basicamente o mesmo dos equipamentos digitais, no entanto, a característica analógica das imagens capturadas exigia grandes arquivos convencionais, diversas folhas para registro de pacientes e demorados intervalos entre o momento da captura das imagens e a visualização para diagnóstico, em função da necessidade de revelação do filme e ampliação das imagens. A Figura 2.9 exibe um equipamento de retinografia analógico.



Figura 2.9 – Equipamento de retinografia Analógico (Canon CF-60UD)

Fonte: Ophthalmic Product Catalogue

2.3.2 Sistemas digitais de captura de imagem

Os sistemas digitais de captura de imagem utilizam, em substituição ao filme fotográfico convencional, sensores fotossensíveis, geralmente do tipo CCD ou CMOS. Estes sensores capturam os fótons que compõem a imagem projetada pelo sistema óptico e os transformam em sinais elétricos.

Existem registros de patentes, tal como a registrada por Occipital Inc. (1992), que datam do início da década de 90, e já mencionam o uso de módulos digitais de captura. Estes equipamentos nada mais eram que retinógrafos analógicos com câmeras digitais adaptadas ao seu sistema óptico. A Figura 2.10 exhibe equipamentos analógicos com câmeras digitais acopladas.

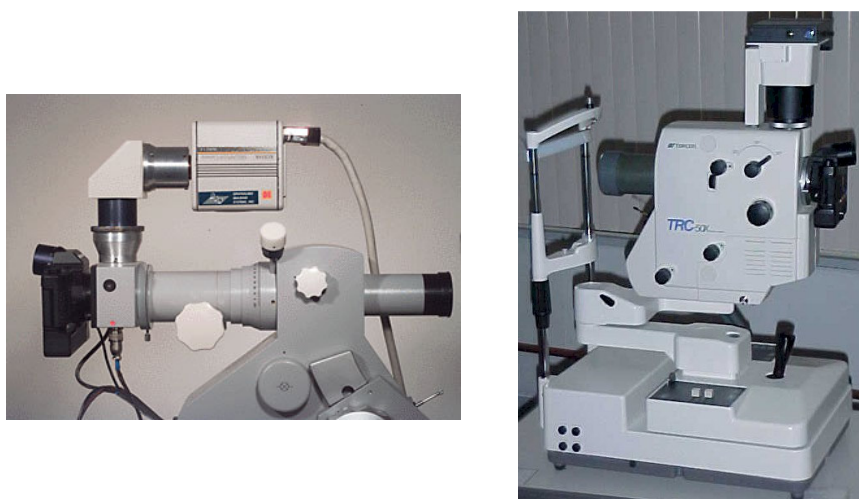


Figura 2.10 – Equipamentos convencionais com câmeras digitais acopladas ao sistema óptico

Apesar destas adaptações serem realizadas até os dias de hoje, os sistemas ópticos de equipamentos analógicos não foram otimizados para sensores de imagem digitais (CCD ou CMOS), resultando em imagens de qualidade inferior a dos equipamentos digitais.

2.3.3 Sistemas não-midriáticos

Os equipamentos não-midriáticos foram introduzidos ao mercado pela Canon, em 1976. Equipamentos não-midriáticos, como o próprio nome sugere, realizam exames sem a necessidade de se aplicar colírios para a dilatação da pupila do paciente. Isto é possível já que a visualização da imagem para o posicionamento do equipamento é realizada utilizando uma fonte de iluminação no comprimento de onda do infravermelho próximo. O infravermelho próximo, por ser invisível ao olho humano, não causa a constrição da pupila. Uma vez posicionado o equipamento, um flash cobrindo todo o espectro visível é disparado, capturando a foto colorida antes da constrição da pupila.

Uma das grandes dificuldades de se construir um equipamento não-midriático é a diferença entre as distâncias focais das imagens formadas pelos comprimentos de onda do infravermelho próximo, onde é realizada a visualização, e os comprimentos de onda do espectro visível. Esta diferença entre as distâncias focais pode ocasionar imagens fora de foco, caso o sistema óptico não seja otimizado adequadamente.

2.3.4 Sistemas estereoscópicos

Os sistemas de captura estereoscópicos são amplamente utilizados no estudo de glaucoma. Os sistemas estereoscópicos realizam a captura de duas imagens com um pequeno deslocamento do equipamento entre a captura destas imagens. Tais imagens, quando visualizadas com algum dos óculos exibidos nas figuras seguintes, apresentam uma imagem em três dimensões, proporcionando um diagnóstico mais eficaz.

Inicialmente, os óculos anaglíficos (Figura 2.11) eram largamente utilizados, no entanto, por acarretarem distorções cromáticas, estes foram substituídos pelos óculos com *shutter* LCD (Figura 2.12), que piscam de maneira síncrona com o monitor de vídeo de forma

que cada uma das duas diferentes imagens seja vista apenas por um olho a cada instante, gerando desta forma o efeito estereoscópico.

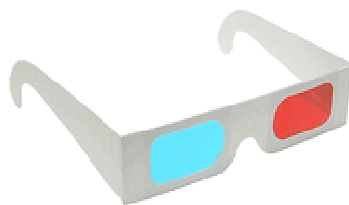


Figura 2.11 – Óculos 3D anaglífico



Figura 2.12 – Óculos 3D com *shutter* LCD

2.4 Procedimentos para diagnóstico

Existem dois tipos de exames que podem ser realizados por intermédio de um equipamento de retinografia: as retinografias e as angiografias. As retinografias são imagens da retina capturadas no espectro visível e podem ser capturadas imagens coloridas ou em preto-e-branco, sendo necessária na grande maioria dos casos, em função do equipamento utilizado, a dilatação da pupila. Já as angiografias são recursos diagnósticos que permitem avaliar as doenças do olho, incluindo retina e coróide, por meio da admissão de contraste na veia do braço do paciente. Este contraste circula no organismo, incluindo as estruturas do olho, e evidencia os vasos sanguíneos do olho. Utilizando um retinógrafo equipado com os filtros de excitação e barreira adequados, as alterações vasculares são documentadas e interpretadas.

A seguir serão descritos os quatro procedimentos realizados por equipamentos de retinografia.

2.4.1 Retinografias coloridas

A retinografia colorida é um exame que tem como principal objetivo documentar eventuais alterações na retina por meio de fotografias. Na maioria das vezes, o diagnóstico é dado em função das alterações encontradas entre as fotos atuais e as de períodos anteriores. Podem ser realizadas fotos da retina e do disco óptico, imagens estas utilizadas para o diagnóstico de retinopatias diabéticas, glaucoma e outros tipos de retinopatias. A Figura 2.13 exibe um exemplo de imagem capturada pelo sistema desenvolvido durante a realização de uma retinografia colorida.

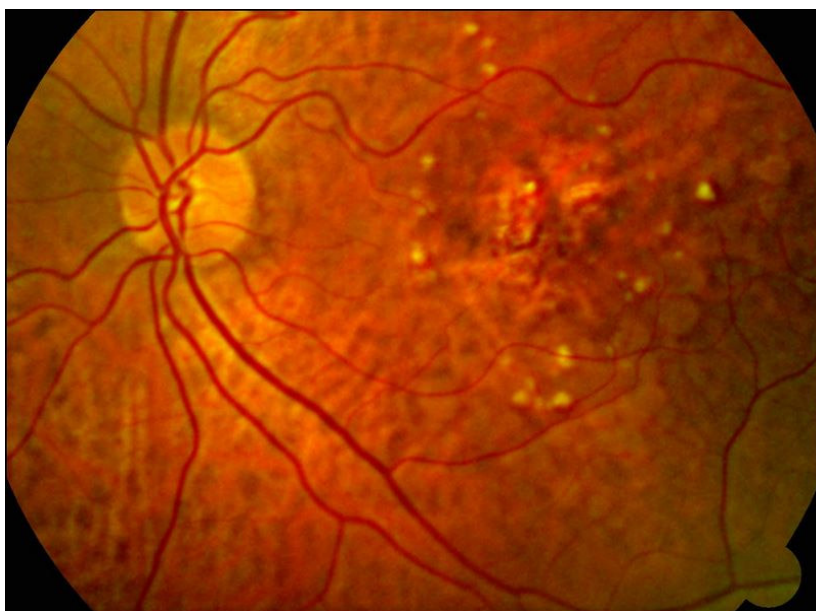


Figura 2.13 – Imagem de fundo de olho capturada por meio de retinografia colorida

Neste tipo de exame a banda do filtro de iluminação é larga, cobrindo todo o espectro visível (400 à 700nm), não possuindo filtros espectrais para a captura da imagem. Para evitar exposição desnecessária do paciente a outros comprimentos de onda, são então aplicados ao sistema de iluminação filtros para barrar os comprimentos de onda do infravermelho (acima de 700nm) e ultravioleta (abaixo de 400nm).

Em função da importância das análises de alterações na retina e nervo óptico, ferramentas de sobreposição de imagens, cálculo de área absoluta e relativa foram desenvolvidas com o intuito de auxiliar o diagnóstico das eventuais patologias.

2.4.2 Retinografias anerítras

Diferentemente das retinografias coloridas, este tipo de exame não é realizado em toda a faixa do espectro visível. Também conhecida como retinografia *red free*, na retinografia aneríttra a retina é iluminada barrando-se o espectro que abrange a cor vermelha (entre 600 e 700 nm). Baseado no princípio de que o que enxergamos é a reflexão da luz, sem existir o intervalo do espectro que compreende os tons de vermelho, as estruturas vasculares da retina não refletem luz e, conseqüentemente, tem-se um substancial aumento de contraste entre o fundo do olho e as estruturas vasculares. Neste caso, o filtro de excitação transmite somente a banda que compreende o verde (entre 500 e 580 nm), filtrando, assim como na retinografia colorida, os comprimentos de onda do infravermelho e ultravioleta. A Figura 2.14 exhibe um exemplo de imagem de retinografia aneríttra capturada utilizando-se o sistema desenvolvido.

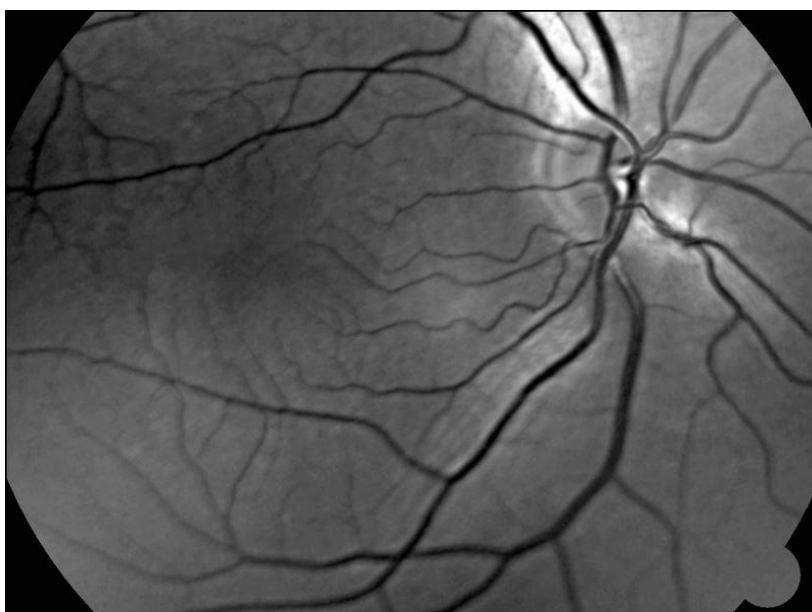


Figura 2.14 – Imagem de fundo de olho capturada por meio de retinografia aneríttra

Apesar de ser iluminada em verde, a imagem é convertida em tons de cinza em função de, anteriormente, ser capturada por meio de filmes fotográficos preto-e-branco, já que eram realizados em conjunto com angiografias fluoresceínicas. Desta forma, mesmo em equipamentos digitais modernos, onde não existe a necessidade de substituição de filmes fotográficos, mantêm-se os tons de cinza por ser o padrão utilizado pela oftalmologia.

Assim como no exame de retinografia colorida, as ferramentas de cálculo de área e sobreposição exercem um importante papel no diagnóstico de possíveis patologias e suas progressões.

2.4.3 Angiografias fluoresceínicas

Como descrito anteriormente, angiografias são recursos diagnósticos que permitem avaliar doenças, no caso da fluoresceína relacionados à retina, por meio da admissão endovenosa de um contraste, sendo este excitado de forma a fluorescer. No caso específico de angiografias fluoresceínicas, a substância denominada fluoresceína sódica ($C_2OH_{10}Na_2O_5$), absorve energia eletromagnética e a reemite sob a forma de energia luminosa. A luminescência ocorre quando a energia eletromagnética absorvida pelo sistema eleva-o para um estado de maior energia em que este permanece por um período muito curto de tempo. Ao retornar ao estado não excitado, este emite luz correspondente à diferença de energia entre os dois níveis. (Fonte: www.cepa.if.usp.br/energia/energia2000/turmaA/grupo6/fluorescencia.htm).

Segundo Delori e Ben-Sirra (1975), no caso da fluoresceína sódica o pico de absorção ocorre para o comprimento de onda de 485nm, sendo seu pico de fluorescência no comprimento de onda de 525nm. A Figura 2.15 exhibe as curvas de excitação e fluorescência da fluoresceína sódica.

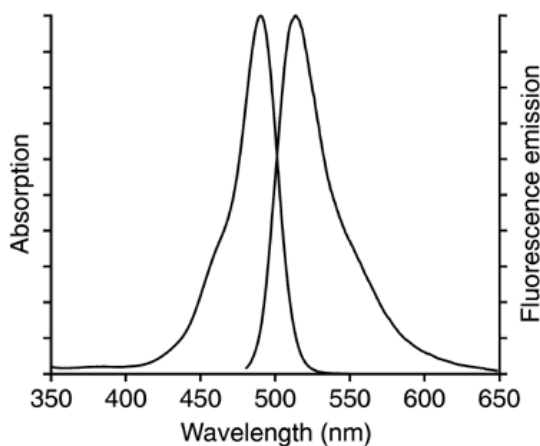


Figura 2.15 – Espectro de absorção e emissão da fluoresceína sódica.

Fonte: <http://www.probes.com/handbook/sections/2102.html>. Acesso em: 19 Ago. 2008

Baseado no princípio da fluorescência descrito anteriormente, a banda do espectro de iluminação utilizada para a angiografia fluoresceínica é estreita, sendo utilizada somente uma região do azul. A captura da imagem é realizada por meio de um filtro cuja banda de passagem está limitada ao comprimento de onda da fluorescência emitida. Para angiografias fluoresceínicas, o filtro barreira deve possuir transmitância máxima na região entre 500 e 600 nm.

A fluorescência emitida do fluxo sanguíneo nos vasos da retina permite registrar detalhes da circulação retiniana e avaliar sua integridade funcional, já que vasos retinianos normais são impermeáveis à fluoresceína. A Figura 2.16 exibe uma foto de angiografia fluoresceínica capturada com o sistema desenvolvido.

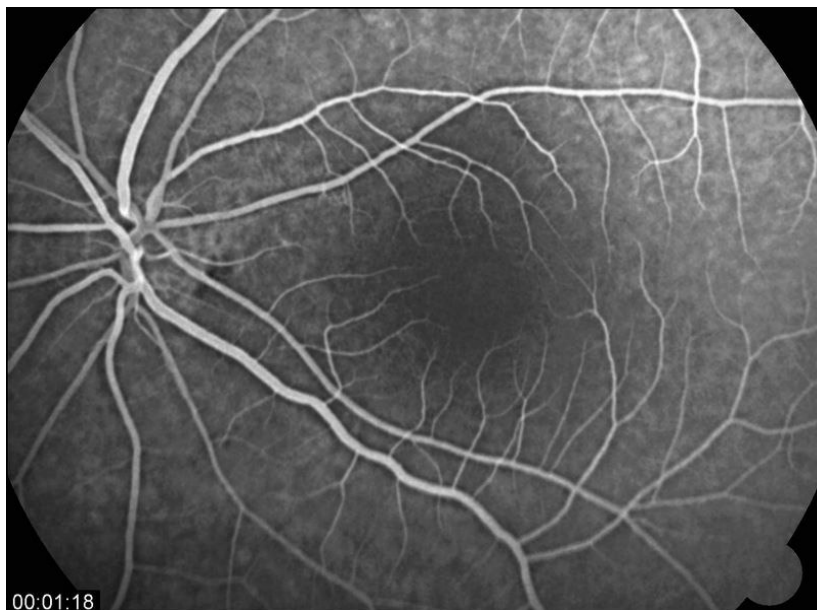


Figura 2.16 – Imagem de fundo de olho capturada por meio de angiografia fluoresceínica

Nas imagens capturadas deve ser registrado o momento em que esta foi capturada em relação ao momento em que o contraste foi administrado no paciente. O diagnóstico está fortemente ligado à hiper ou hipofluorescência de determinadas regiões da retina em função do intervalo de tempo entre a admissão da droga e a captura da imagem. Por esta razão, as fotos capturadas durante angiografias em geral possuem uma indicação de tempo em uma de suas laterais inferiores, como mostrado na figura anterior.

2.4.4 Angiografias de indocianina verde

Assim como na angiografia fluoresceínica, a angiografia de indocianina verde ($C_{43}H_{47}N_2NaO_6S_2$) consiste na administração endovenosa de um contraste fluorescente. No entanto, diferentemente da fluoresceína, que fluoresce em um comprimento de onda do espectro visível (entre 500 e 600nm), a indocianina verde fluoresce no infravermelho próximo. Desta forma, estruturas como a coróide (anterior à retina) são destacadas, permitindo o diagnóstico de determinadas patologias que não seriam diagnosticadas por intermédio de exames de retinografia ou angiografia fluoresceínica.

A indocianina verde possui seu pico de excitação próximo a 800nm (Landsman, 1976) e o pico de fluorescência na região de 835nm (Flower, 1973). Desta forma, o filtro barreira utilizado transmite a região entre 820 e 850nm, barrando os demais comprimentos de onda. A Figura 2.17 exhibe as curvas de absorção e fluorescência da indocianina verde.

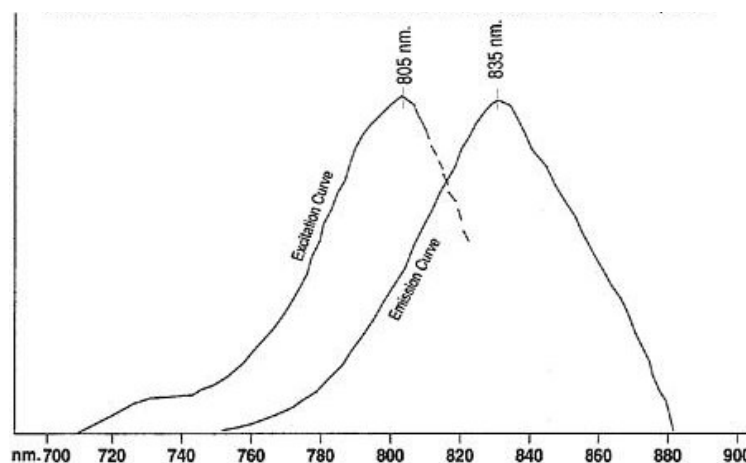


Figura 2.17 – Espectro de absorção e emissão da indocianina verde (ICG)

Fonte: http://www.fda.gov/medwatch/safety/2006/Sep_PIs/IC-Green_PI.pdf. Acesso em 21

Ago. 2008

Os níveis de radiação infravermelha utilizadas neste procedimento diagnóstico devem estar em concordância com as especificações da norma ISO 10940.

A Figura 2.18 exhibe uma imagem de angiografia com indocianina verde capturada pelo sistema desenvolvido. Nesta imagem pode-se notar a existência de uma patologia da coróide (mancha mais escura e um pouco deslocada à direita do centro da imagem).

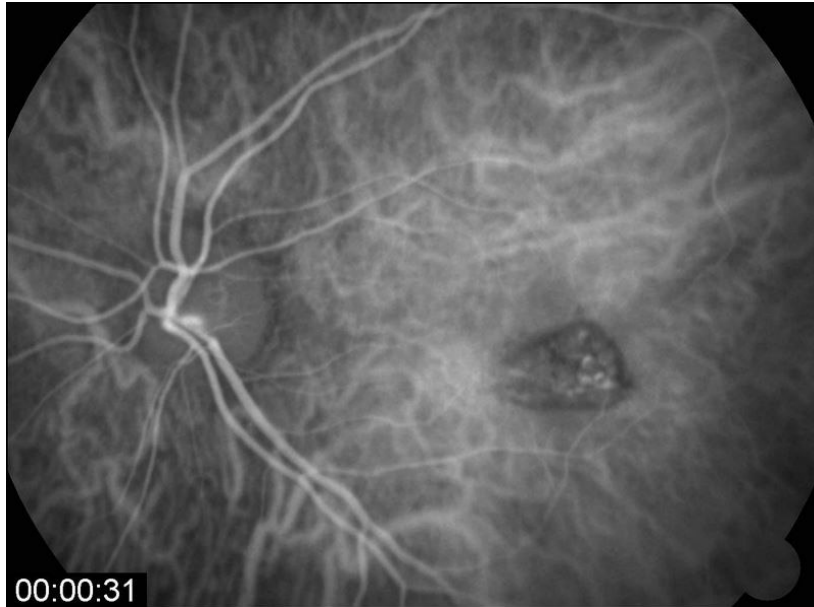


Figura 2.18 – Imagem de fundo de olho capturada por meio de angiografia de indocianina verde

Este exame demora em torno de 30 minutos, quando são capturadas várias fotos que depois serão analisadas e algumas serão impressas. Assim como na angiografia fluoresceínica, o intervalo entre a admissão do contraste e a captura das imagens é extremamente importante, sendo também utilizada a indicação deste período na imagem capturada.

3 Projeto de equipamento de retinografia desenvolvido

3.1 Projeto Mecânico

3.1.1 Ferramentas de desenvolvimento

Para o desenvolvimento do equipamento proposto nesta dissertação utilizou-se o *software* SolidWorks, desenvolvido pela Dassault Systemes S/A. Trata-se de uma ferramenta de CAD onde formas tridimensionais são criadas a partir de geometrias básicas como esferas, pontos, linhas e cones. Este aplicativo também permite que sejam criadas montagens e vistas explodidas que reduziram substancialmente o período de projeto e depuração do sistema desenvolvido.

3.1.2 Requisitos do projeto mecânico

O equipamento foi projetado de forma a proporcionar ao paciente uma posição confortável durante a realização do exame. A mesa elevatória, utilizada como base para o equipamento, foi projetada de forma a permitir a realização do exame em pacientes portadores de deficiências e que eventualmente utilizem cadeiras de rodas. A Figura 3.1 apresenta as dimensões externas do equipamento, em milímetros, para que se tenha uma idéia de seu tamanho em linhas gerais.

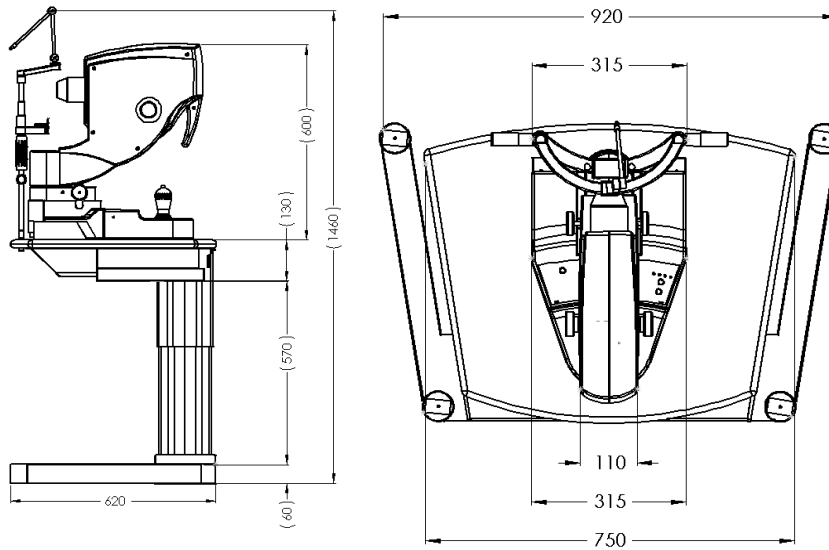


Figura 3.1 – Dimensões externas do equipamento

Para que o exame seja realizado de forma rápida e eficaz, o posicionamento do equipamento deve ser preciso e suave. O equipamento deve possuir mecanismos de movimentação nos três eixos (X, Y e Z), além da rotação em seu eixo (θ) para garantir que todas as regiões que se deseja visualizar possam ser atingidas.

Além da função de posicionamento, outro requisito importante do projeto mecânico é fixar as demais partes que compõem o equipamento, como eletrônica e sistema óptico, sendo para este último, necessária grande precisão a fim de garantir um bom alinhamento entre lentes, fibra óptica e sensor de imagem. Ainda para o sistema óptico, o sistema mecânico deve fornecer meios para que os filtros de excitação e barreira, respectivamente, sejam posicionados corretamente entre os sistemas ópticos de iluminação e captação.

A Figura 3.2 apresenta o sistema mecânico de posicionamento e seus eixos de coordenadas que serão utilizados nos itens a seguir, onde as soluções encontradas para cada um dos requisitos descritos serão detalhadas.

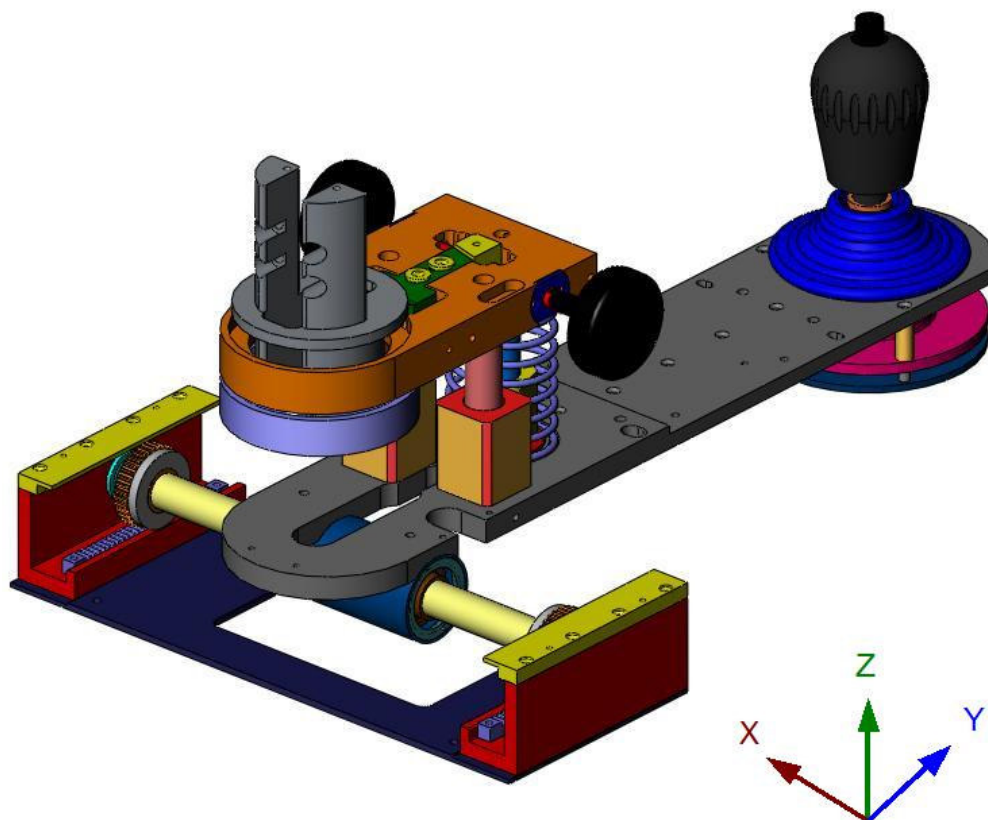


Figura 3.2 – Sistema mecânico de posicionamento

3.1.2.1 Mecanismo de translação

O mecanismo de translação realiza a movimentação do equipamento nos eixos X e Y, permitindo que o anel de iluminação (Subseção 3.4.2.1) seja posicionado na pupila do paciente. Para a movimentação do equipamento no eixo Y utilizaram-se dois conjuntos de pinhão e cremalheira em cada uma das extremidades de um eixo de aço inox. Junto aos pinhões foram colocados discos em alumínio para que todo o peso do equipamento fosse transferido para a base fixada na mesa, evitando carregamentos nos conjuntos, fazendo-se com que estes exerçam exclusivamente a função de posicionamento. O resultado é um movimento leve e sem desgaste das partes. Já para o movimento no eixo X foram utilizados rolamentos lineares, também conhecidos como buchas de esferas. Os rolamentos estão instalados no próprio eixo do movimento Y, sendo, portanto, necessário que este seja de um material duro e retificado, evitando que imperfeições que poderiam, eventualmente, existir

implicassem na redução da precisão e da suavidade. No caso do sistema desenvolvido, utilizou-se AÇO SAE 52100.

Este sistema foi projetado de forma a oferecer ao usuário excursões de 90 mm e 60 mm para os eixos X e Y, respectivamente. O mecanismo de translação é fixado em uma base em alumínio fundido, como mostrado na Figura 3.3, sobre o qual os demais mecanismos do equipamento serão instalados.

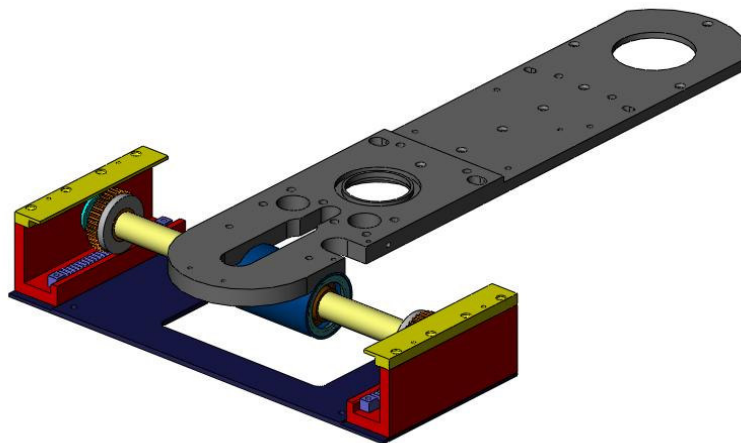


Figura 3.3 – Mecanismo de translação – posicionamento XY

3.1.2.2 Mecanismo de elevação

O mecanismo de elevação realiza a movimentação do equipamento no eixo Z. Seguindo a tendência existente no mercado, este mecanismo é acionado por intermédio da rotação do *joystick* de posicionamento. Rotacionando-o no sentido horário o equipamento eleva-se, enquanto que no sentido anti-horário este deverá se movimentar para baixo. O mecanismo de elevação é acionado por meio de uma correia dentada (Figura 3.5) que transmite o movimento do *joystick* para um fuso de esferas recirculantes acoplado a uma mola, conforme ilustra a Figura 3.4.

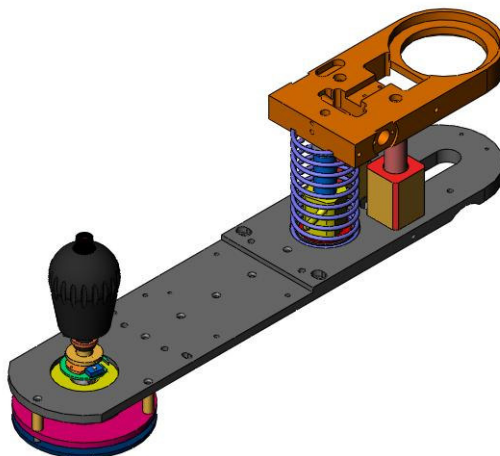


Figura 3.4 – Mecanismo de elevação – posicionamento no eixo Z

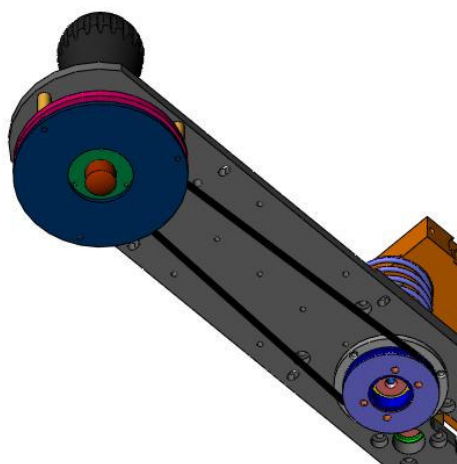


Figura 3.5 – Mecanismo de elevação (detalhe da transmissão por correia)

O sistema foi projetado de forma a prover uma elevação do equipamento de até 80 milímetros, ou ± 40 milímetros.

3.1.2.3 Mecanismo de movimento angular

O mecanismo de movimento angular (Figura 3.6) permite que o equipamento seja rotacionado, tendo seu eixo de giro exatamente posicionado no ponto de foco do anel de iluminação. Este movimento permite que regiões periféricas da retina sejam observadas sem que o paciente tenha que movimentar o olho, ou que o operador tenha que movimentar a lâmpada de fixação.

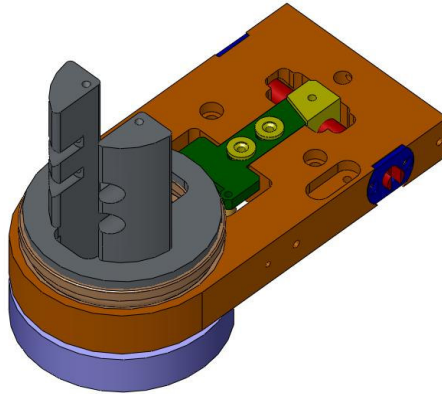


Figura 3.6 – Mecanismo de movimento angular

Este mecanismo foi também projetado de forma que todos os cabos do equipamento passem por um par de rolamentos de esfera, evitando que os mesmos sejam torcidos durante o movimento. Esta construção, além de diminuir o esforço do operador ao movimentar o equipamento, não aplica nenhum tipo de *stress* aos cabos utilizados. O movimento permite uma rotação de $\pm 22,5^\circ$, sendo este ângulo suficiente para a realização de um exame clínico onde seja necessária a captura de imagens de estruturas periféricas da retina.

3.1.2.4 Mecanismo de freio de movimento angular

Para evitar que o equipamento se movimente durante a captura da imagem de determinada área da retina, o freio de movimento angular (Figura 3.7) aplica uma pequena força ao mecanismo de movimento angular, fazendo com que o equipamento não se movimente acidentalmente.

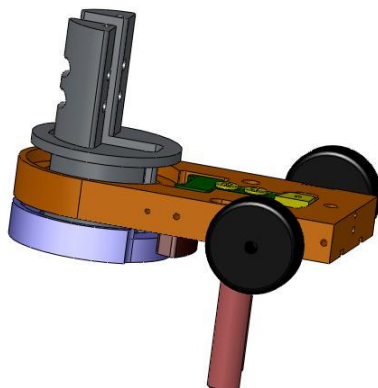


Figura 3.7 – Mecanismo de freio de movimento angular

3.1.2.4.1 Mecanismo de ajuste de foco

Para que o conjunto objetiva (Subseção 3.4.2.2) seja movimentado de forma a obter o melhor foco no sensor CCD, um mecanismo formado por um came¹ e braços seguidores que transmitem seu movimento para a objetiva foi desenvolvido (Figura 3.8). A excursão deste movimento foi projetada para que o equipamento pudesse ser utilizado em pacientes com ± 12 dioptrias. O valor de excursão foi obtido por intermédio de simulações auxiliadas por *softwares* de projeto óptico. O *software* utilizado será descrito na Subseção 3.4.1.

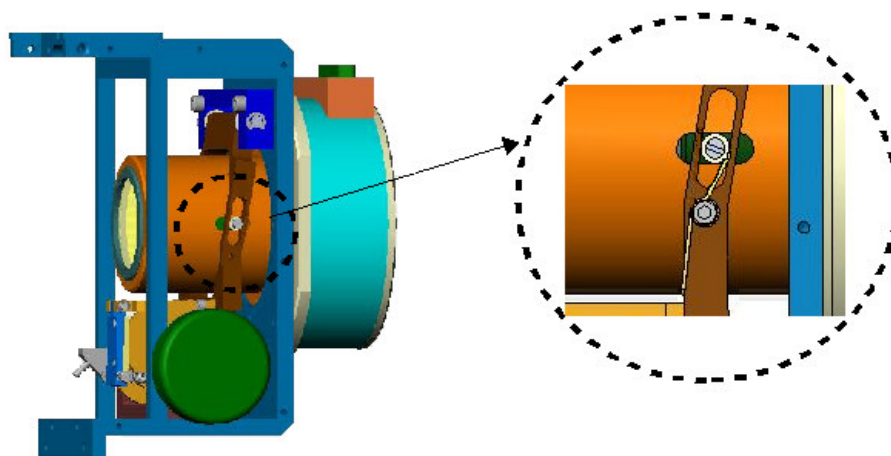


Figura 3.8 – Mecanismo de ajuste de foco

Testou-se também mecanismos eletromecânicos de ajuste de foco, equipado por um motor de corrente contínua e um sistema de transmissão por correias e polias. No entanto, a dificuldade apresentada pelos usuários fez com que o sistema mecânico fosse empregado no equipamento.

Este mecanismo deve ser suave e ao mesmo tempo muito preciso, já que a qualidade da imagem capturada é determinada pela precisão do ajuste de foco.

¹ Came é um elemento de máquina cuja superfície tem um formato especial. Normalmente, há um excêntrico, isto é, essa superfície possui uma excentricidade que produz movimento num segundo elemento denominado seguidor.

3.1.2.5 Sistema de posicionamento de filtros

Os filtros de excitação e barreira devem ser posicionados de maneira precisa, entre diversos outros conjuntos de lentes. Para o sistema desenvolvido, optou-se por mecanismos de posicionamento motorizados sendo, portanto, os filtros adequados posicionados no instante em que o botão de exame é clicado. Em função do pouco espaço disponível entre os conjuntos de lente de captação e iluminação (Subseções 3.4.2.1 e 3.4.2.2), fez-se necessário o posicionamento dos motores fora do eixo de giro dos discos, conforme mostra a Figura 3.9 e Figura 3.10.

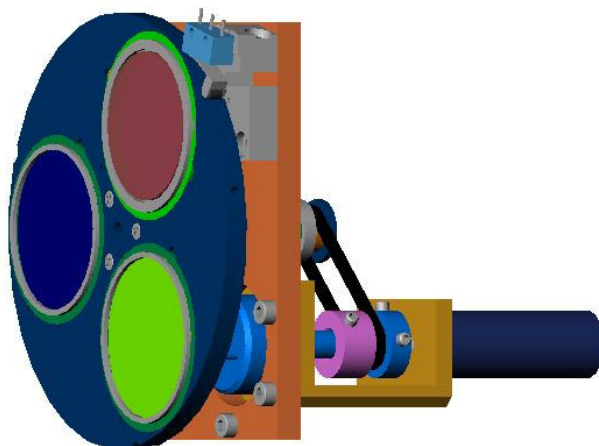


Figura 3.9 – Sistema de posicionamento dos filtros barreira (Captação)

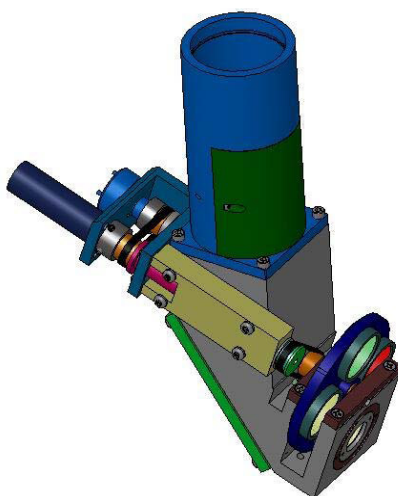


Figura 3.10 – Sistema de posicionamento dos filtros excitação (Iluminação)

A maneira encontrada de deslocar a posição dos motores foi por meio do uso de correias dentadas e polias sincronizadoras. Com o auxílio de potenciômetros rotativos e chaves de posicionamento, é possível que os filtros sejam identificados e posicionados com precisão. Mais detalhes sobre o posicionamento dos filtros são descritos na Subseção 3.2.2.3.

3.1.3 Adequação às necessidades do projeto óptico

No decorrer do desenvolvimento do equipamento, observou-se que diversos componentes mecânicos deveriam ser desenvolvidos para que os requisitos de desempenho ópticos fossem atingidos. Dentre os elementos mais críticos, destacam-se os suportes dos subconjuntos ópticos do sistema de captação. Isto se deve ao fato do sistema de captação apresentar um elevado desempenho óptico, fazendo-se com que o posicionamento de suas lentes seja crucial. A Figura 3.11 apresenta o tubo onde são alojadas as lentes do subconjunto captadora.

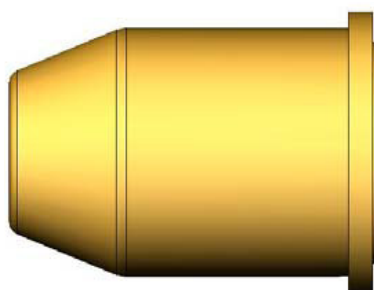


Figura 3.11 – Suporte dos elementos ópticos do subconjunto captadora

Além da tolerância reduzida para a fabricação dos tubos onde as lentes são alojadas, esta também é bastante apertada quando se trata da confecção de elementos espaçadores. Em função disto, optou-se pela fabricação destas peças em tornos de comando numérico (CNC) por estes apresentarem uma menor tolerância quanto a paralelismo, perpendicularismo, concentricidade e angularidade. A Figura 3.12 apresenta os outros dois suportes mecânicos projetados para os subconjuntos objetiva e afocal do sistema óptico de captação.

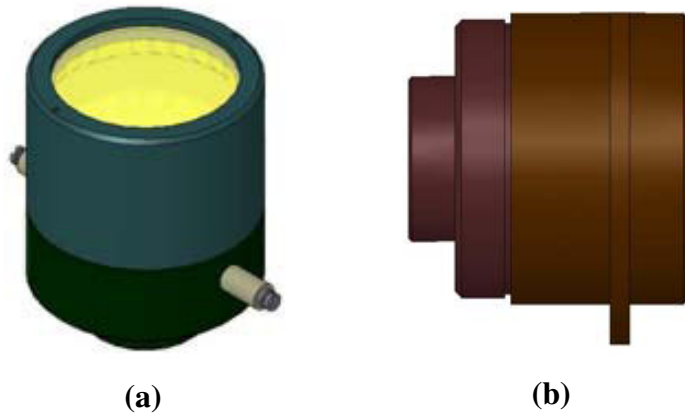


Figura 3.12 – Suporte dos elementos ópticos: (a) subconjunto objetiva; (b) subconjunto afocal

A Figura 3.13 exibe um corte da cabeça óptica da unidade de captura, detalhando os elementos ópticos e seus respectivos suportes mecânicos. A partir desta figura pode-se perceber a complexidade da montagem óptica que o compõe.

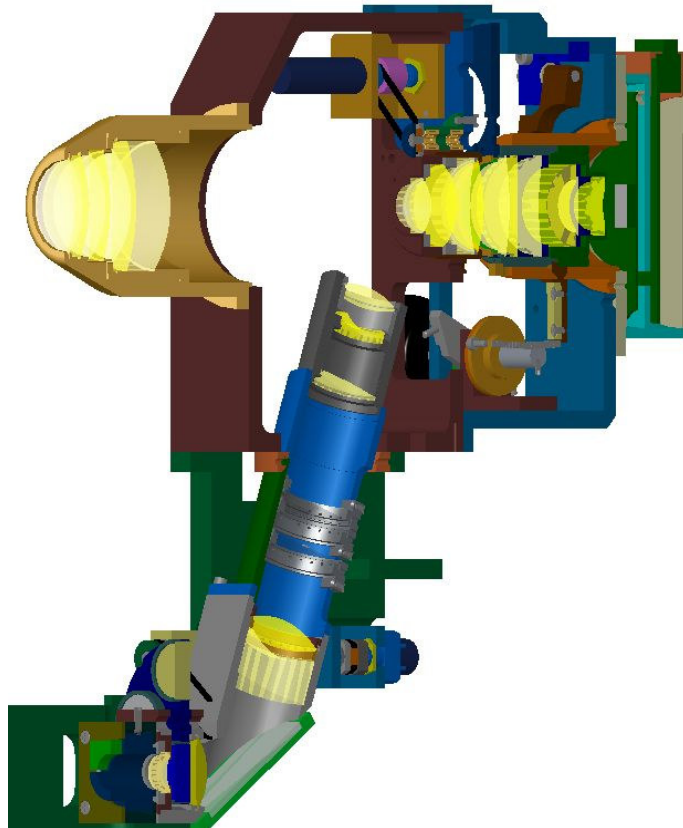


Figura 3.13 – Montagem completa da cabeça óptica

3.2 Projeto Eletrônico

3.2.1 Ferramentas de desenvolvimento

Para o desenvolvimento das placas de circuitos impressos (PCB) utilizadas no equipamento, optou-se pelo uso do *software* Protel 2004, desenvolvido pela empresa Altium, que desde 1985 desenvolve ferramentas CAD para a confecção de esquemáticos, simulação de circuitos eletrônicos e desenho de placas de circuitos impressos. A utilização de sistemas CAD para o desenvolvimento de PCBs vem sendo amplamente utilizados, resultando em significativa redução no período de desenvolvimento e depuração de projetos eletrônicos.

Com auxílio do *software* Protel 2004 foi possível a criação dos esquemáticos eletrônicos, simulação dos diversos módulos que compõem o sistema completo e também o desenvolvimento do *layout* das placas de circuito impresso.

A Figura 3.14 exibe um exemplo de esquemático da placa de controle principal do sistema desenvolvido, onde são exibidos os componentes do circuito, bem como suas interligações de maneira a facilitar a compreensão do circuito elétrico projetado.

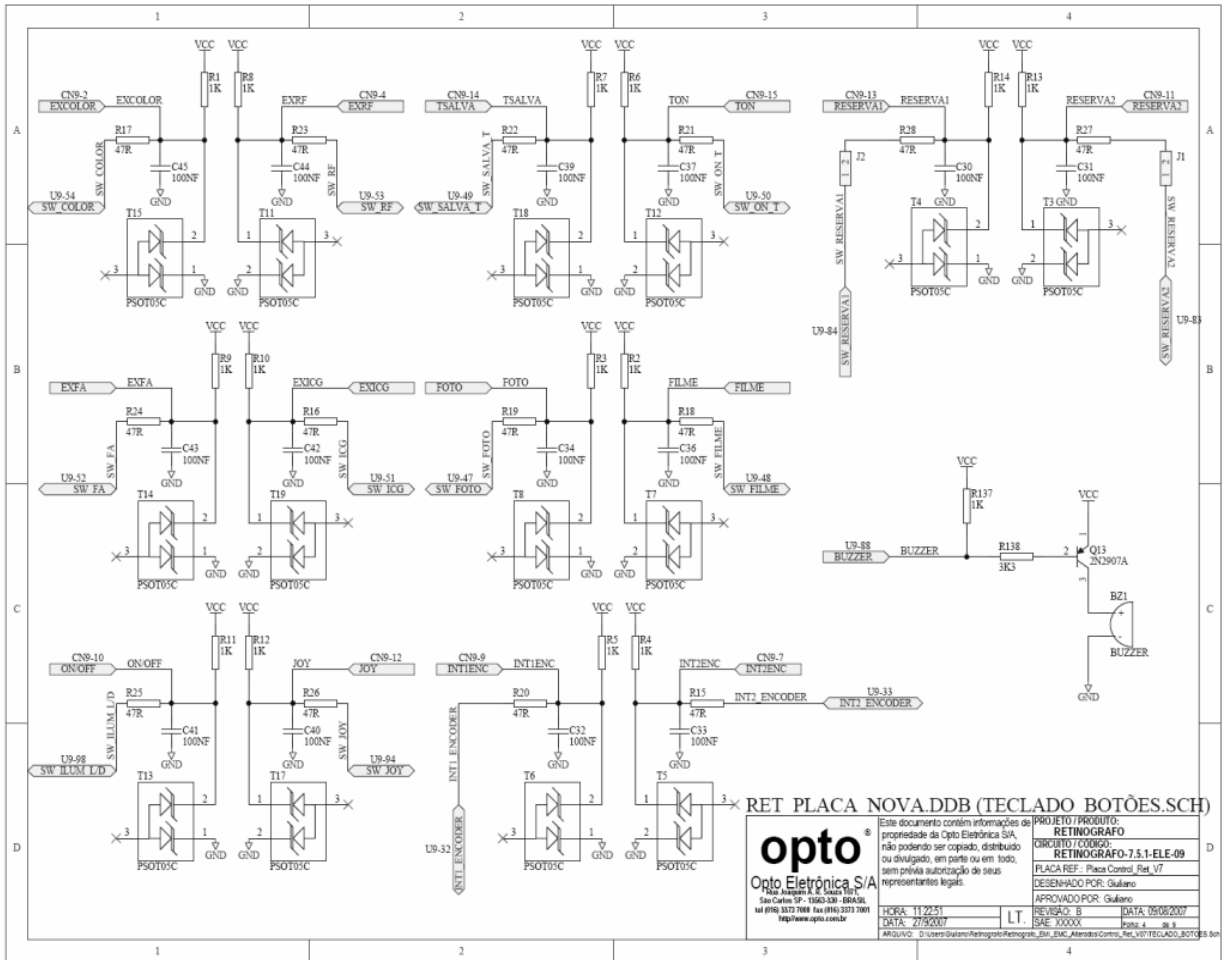


Figura 3.14 – Um dos diversos esquemáticos da placa de controle do sistema desenvolvido

Na Figura 3.15 é exibido o layout de uma placa a ser confeccionada. No layout os componentes são exibidos em seus formatos reais em escala (*footprint*) e suas posições espaciais na placa permitem uma visualização prévia de suas características mecânicas.

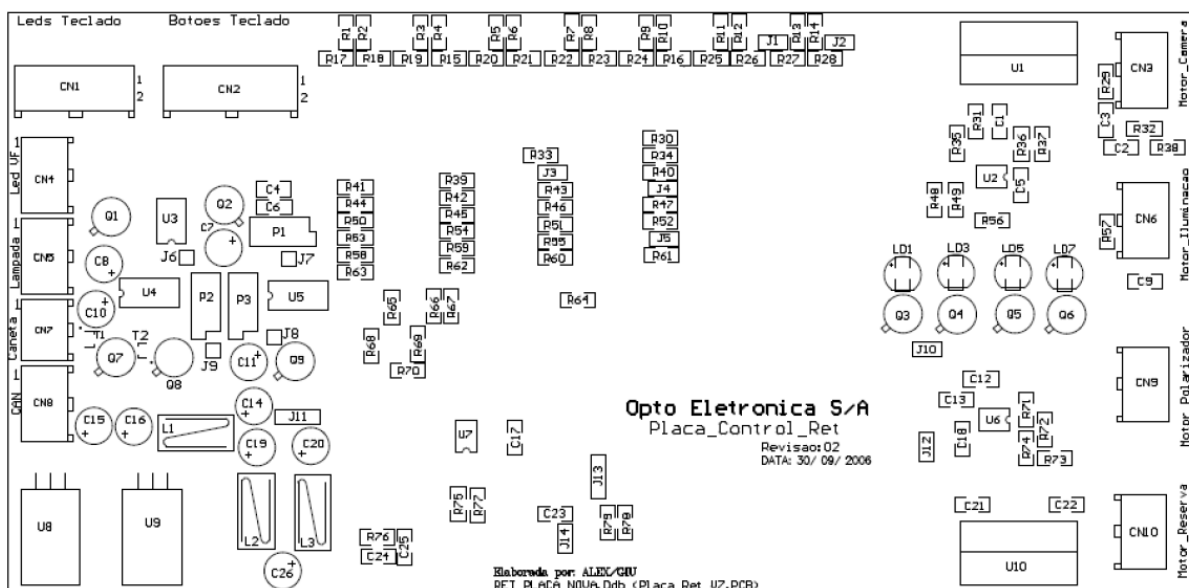


Figura 3.15 – Layout de uma das placas desenvolvidas para o equipamento

3.2.2 Requisitos do projeto eletrônico

O projeto eletrônico do sistema desenvolvido tem como um de seus objetivos reduzir a quantidade de intervenções do usuário durante a realização de um exame, efetuando-se de forma automatizada alguns ajustes anteriormente realizados de forma manual.

Além disso, deve possuir malha de controle para ajustar a intensidade da fonte de iluminação utilizada durante a realização de um exame. Este controle deve ser foto-acoplado, isolando eletricamente os circuitos de potência elevada (controle da lâmpada) dos circuitos eletrônicos de controle e comunicação do equipamento.

Também é um requisito do projeto eletrônico prover uma interface de comunicação com o microcomputador, enviando sinais de suas condições operacionais e intervenções do usuário no painel de controle, bem como receber instruções do microcomputador e intervenções do usuário realizadas no *software* de controle.

A seguir são relacionados os requisitos do projeto eletrônico do sistema desenvolvido.

1. Estabelecer comunicação com microcomputador;
2. Controlar mecanismo de posicionamento de filtros;
3. Permitir troca de filtros via teclado e *software*;
4. Controlar potência da fonte de iluminação;
5. Permitir ajuste de potência da iluminação via teclado e *software*;
6. Estar em conformidade em relação às normas aplicadas.

O módulo de imagem do equipamento desenvolvido utiliza um sensor do tipo CCD em função de suas características construtivas e desempenho serem mais adequadas para a aplicação proposta. As diferenças entre os sensores CCD e CMOS foram relacionadas por Litwiller (2001). Cabe ressaltar que o módulo de captura de imagem não será abordado pelo projeto eletrônico por este ser adquirido de terceiros.

3.2.2.1 Placa de Controle

A placa de controle do sistema desenvolvido pode ser considerada a parte mais importante da unidade de captura. Ela é responsável pelo controle de posicionamento dos discos de filtros, pelo controle fotoacoplado do sistema de iluminação, pela comunicação entre o equipamento e o *software* de controle, pela interface com o usuário por meio de um painel com botões e *leds* indicativos, dentre outras funções secundárias. A placa foi confeccionada utilizando uma construção *dual layer*, ou seja, existem trilhas em ambos os lados da placa, interligadas através de vias, permitindo uma maior densidade de componentes e, conseqüentemente, reduzindo suas dimensões físicas. Além disso, para que esta fosse compacta utilizaram-se componentes do tipo SMD, que apresentam dimensões reduzidas quando comparados aos componentes convencionais (*through-hole*). A Figura 3.16 exibe a placa de controle já montada e pronta para uso.

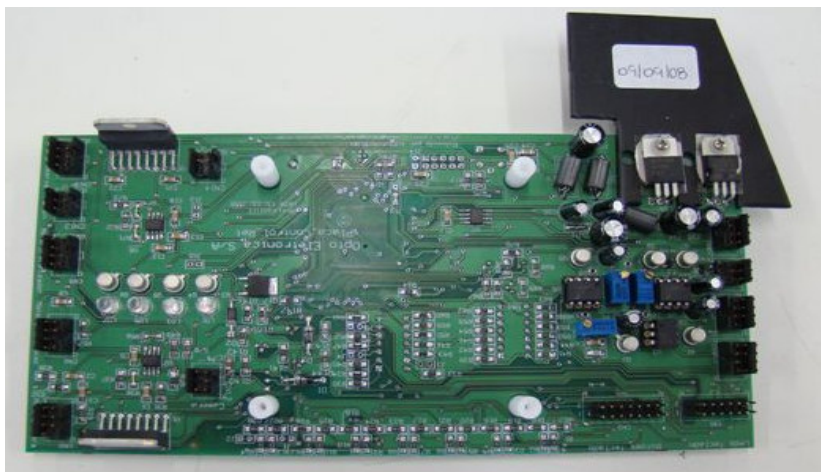


Figura 3.16 – Foto da placa de controle do sistema desenvolvido

Integrado a esta placa está o microcontrolador 8051F042, desenvolvido pela *Silicon Laboratories Inc.*, o qual se destaca por possuir as seguintes características:

- 64 portas de I/O programáveis;
- 8 Conversores A/D de 10 bits;
- 8 Conversores D/A de 8 e 12 bits;
- 4kB de memória interna;
- 64kB de memória flash;
- Interface JTAG para *upload* e depuração do *firmware*;
- Instruções compatíveis com o núcleo 8051;
- Controlador CAN 2.0B integrado.

Um das principais razões para o uso deste microcontrolador foi a existência de dispositivos integrados, principalmente o controlador CAN e a memória flash, que reduziram a complexidade do projeto eletrônico, além de agilizar a programação do *firmware*. Além disso, suas portas de I/O podem ser configuradas para operarem como um PWM, fazendo com que o controle dos sistemas de posicionamento de filtros (Subseção 3.2.2.3) e da iluminação (Subseção 3.2.2.4) fossem implementados de forma simples e rápida.

A Figura 3.17 a seguir apresenta o diagrama de blocos da placa de controle do sistema desenvolvido.

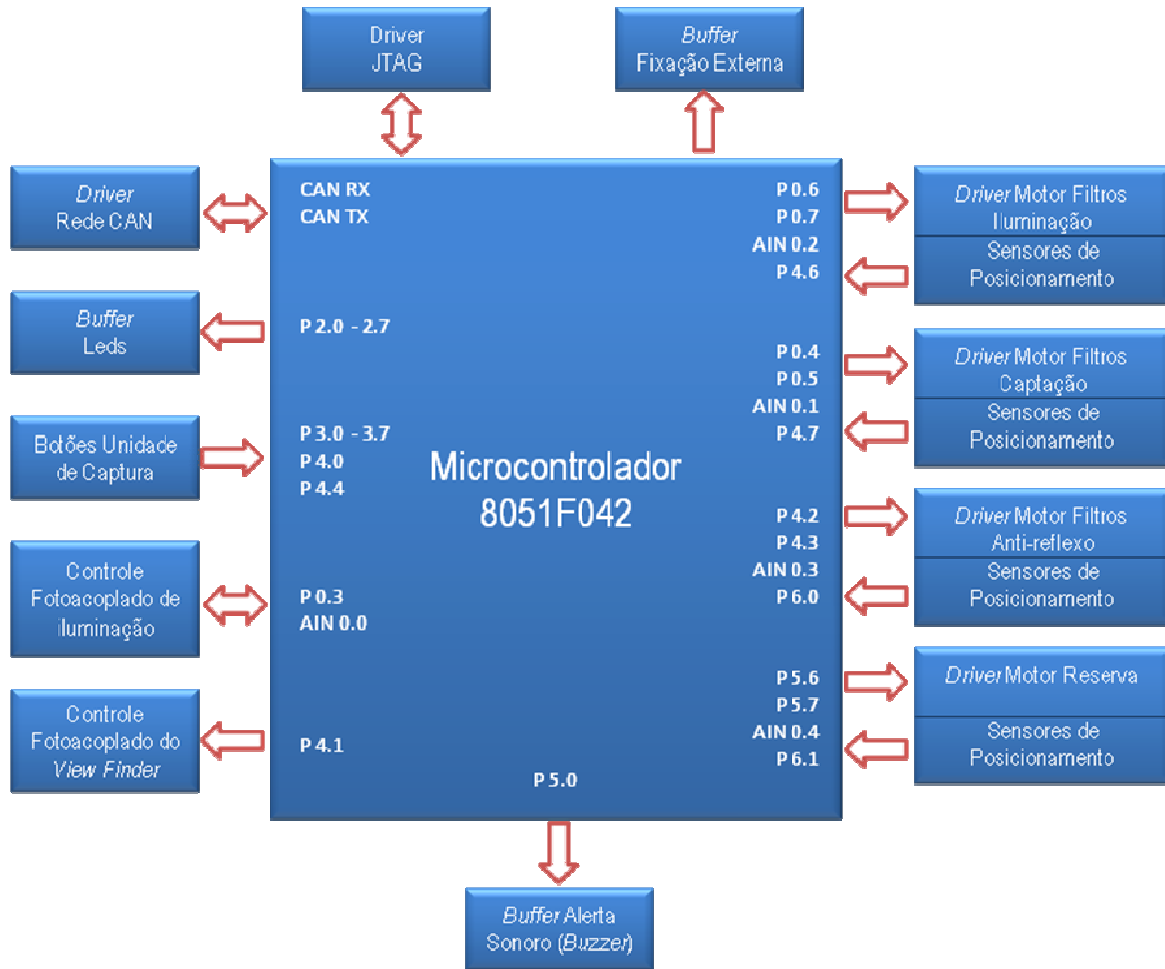


Figura 3.17 – Diagrama de blocos da placa de controle do sistema desenvolvido

A interface JTAG desenvolvida para a placa de controle é utilizada para a realização do *upload* do *firmware* utilizado no microcontrolador. Além disso, esta mesma interface foi utilizada durante o processo de depuração do próprio *firmware*, permitindo análises passo a passo durante sua execução.

O painel de controle do equipamento, exibido na Figura 3.18, permite a seleção dos tipos de procedimento de diagnóstico, dos controles do timer e dos ajustes de intensidade e condição de ligada e desligada do sistema de iluminação do equipamento.

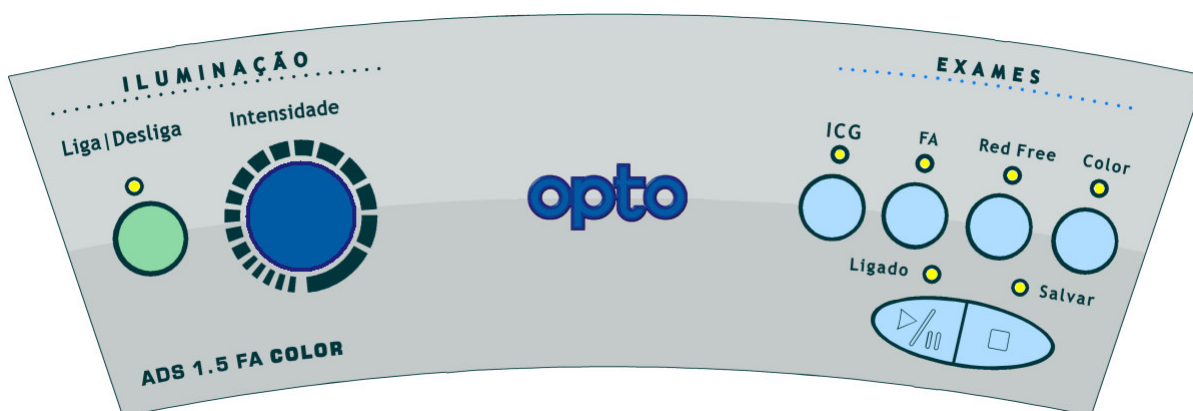


Figura 3.18 – Painel de controle da unidade de captura

Para os botões do painel de controle foram utilizadas as portas de I/O números P3.0 à P3.7, P4.0 e P4.4 do microcontrolador. Para os LEDs indicativos foram utilizadas as portas P2.0 à P2.7.

Também é através da placa de controle principal que é realizado o acionamento da lâmpada de fixação externa. Esta lâmpada de baixa potência está localizada no apoio de testa do equipamento, e auxilia o paciente e o operador durante o posicionamento do olho do paciente, facilitando a captura de imagens da região desejada. O controle desta lâmpada foi feito via placa de controle principal para que pudesse ser acionada via *software* de controle.

3.2.2.2 Firmware da eletrônica embarcada

Os requisitos do *firmware* da eletrônica embarcada nada mais são do que desdobramentos dos requisitos do projeto eletrônico. Na seqüência são relacionados os principais requisitos:

1. Receber e processar intervenções do usuário via painel de controle;
2. Receber e processar mensagens CAN recebidas do microcomputador;
3. Controlar sistema fotoacoplado de iluminação;
4. Aviso sonoro e visual de erros.

Este *firmware* foi desenvolvido utilizando o ambiente de desenvolvimento integrado (IDE) fornecido pelo próprio fabricante do microcontrolador utilizado. Sua interface permite que o *firmware* seja executado passo a passo, além de permitir a leitura de registradores e valores de memória, sendo realizado com o microcontrolador já integrado à eletrônica. Isto garantiu uma forte integração entre *firmware* e *hardware*.

O *firmware* foi, depois de concluído, validado mediante documentação semelhante à criada para a validação do *software* de controle (Subseção 3.3.3.7).

3.2.2.3 Controle do sistema de posicionamento de filtros

O sistema de posicionamento de filtros é realizado pela placa de controle principal do equipamento. Os filtros devem ser posicionados de maneira precisa, além de rápida, visto que diversas vezes durante um exame os filtros devem ser movimentados. Além da precisão e velocidade de movimentação, é essencial que o posicionamento real dos filtros seja conhecido, já que, por segurança, o operador deve ser informado sobre a posição real dos filtros.

Inicialmente foram utilizados potenciômetros motorizados, que por intermédio de um PWM garantiam a rápida movimentação entre os diferentes filtros, tanto de excitação quanto barreira. Sua leitura era realizada por meio de um circuito analógico utilizando o potenciômetro e o sinal era lido por intermédio de uma das diversas portas de entrada analógica do microcontrolador existente na placa principal. Este sistema não funcionou corretamente em função da baixa qualidade e escassez de potenciômetros motorizados existentes no mercado. Após longos períodos de teste, alguns potenciômetros apresentaram um desgaste natural em função de sua movimentação e passaram a posicionar os filtros de maneira incorreta.

Foi então proposto o desenvolvimento de um sistema híbrido, onde o potenciômetro seria utilizado somente para um ajuste grosso, e um sensor de posição óptico detectaria a posição exata do filtro.

Desta forma, um potenciômetro rotativo de 330° é acoplado a um motor e ao disco de filtros. Ao ser acionado o motor, a resistência do potenciômetro varia linearmente com o posicionamento angular do disco de filtros, permitindo determinar, mediante conversão da resistência do potenciômetro em uma tensão por circuitos de condicionamento, a posição em que o mesmo se encontra. Para que o filtro seja posicionado com precisão, o disco é movimentado para uma faixa do potenciômetro onde o filtro selecionado deve estar localizado. Uma vez nesta faixa, o sistema reduz sua velocidade e busca, por intermédio do sensor de posição, um dos marcadores de posição fixados ao disco de filtro. Este marcador, somado à leitura analógica, garantem o posicionamento do filtro selecionado. A Figura 3.19 apresenta uma ilustração para melhor entendimento do funcionamento do sistema empregado.

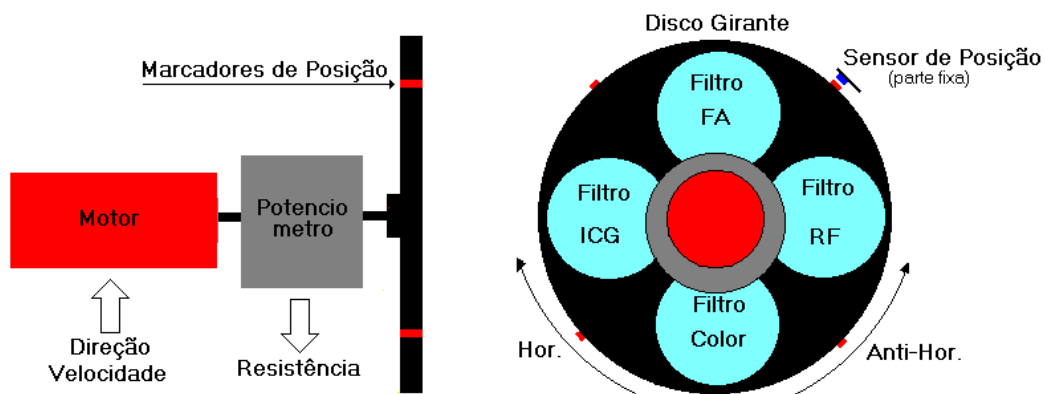


Figura 3.19 - Esquemático do sistema de controle de filtros

Para evitar que eventuais variações resultantes do desgaste do potenciômetro rotativo, ou mesmo variações decorrentes de acomodações do sistema mecânico de posicionamento, todas as vezes em que o equipamento é ligado, o sistema de posicionamento de filtros realiza uma revolução completa da roda de filtros, verificando a posição atual de cada uma de suas chaves e armazenando estes dados em sua memória interna. Desta forma,

mesmo que ocorram pequenas variações de posição, estas são compensadas pelo próprio *firmware*.

No esquemático a seguir (Figura 3.20) é exibido o circuito analógico para condicionamento do sinal, ou seja, onde é realizada a conversão do valor de resistência do potenciômetro em um valor de tensão que pode ser lido por uma entrada analógica da placa de controle principal. Neste mesmo esquemático também é exibido o componente responsável pelo controle do motor (M54543AL), sendo acionado por interfaces de I/O do microcontrolador da placa de controle principal, tendo sua velocidade controlada por meio de um PWM. Este controle PWM permite que o motor se movimente rapidamente entre dois filtros e reduza sua velocidade no momento em que busca o sensor de posicionamento fino.

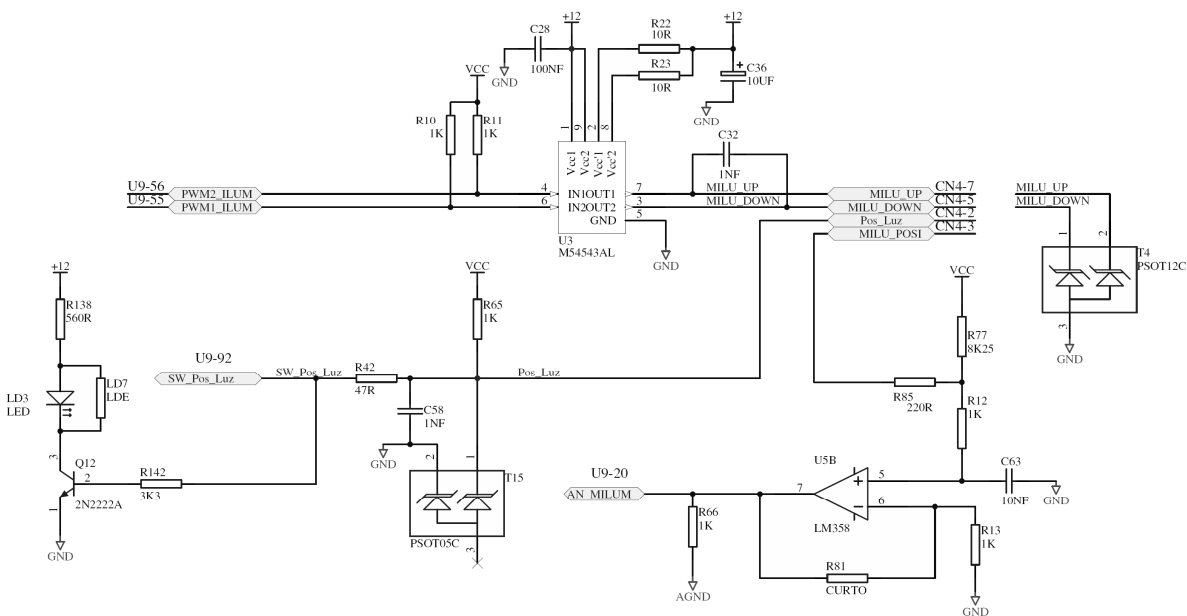


Figura 3.20 – Esquemático do Sistema de Posicionamento dos filtros espectrais

Apesar do satisfatório funcionamento do sistema proposto, a crescente disponibilidade de *encoders* absolutos e incrementais a preços acessíveis nos leva a acreditar que este sistema possa ser desenvolvido utilizando uma arquitetura baseada nestes componentes, resultando em uma eletrônica e mecânica com menor complexidade e desempenho semelhante.

Os desenhos mecânicos dos mecanismos de posicionamento dos filtros excitação e barreira podem ser verificados na Subseção 3.1.2.5.

3.2.2.4 Sistema fotoacoplado de controle da iluminação

O sistema foto-acoplado de controle da iluminação, como o próprio nome sugere, garante isolamento elétrico entre a fonte de potência utilizada na iluminação e a eletrônica de controle do equipamento. Esta isolação é feita utilizando um fotoacoplador HCPL2730, um controle PWM realizado pelo microcontrolador e circuitos condicionadores de sinal, tais como filtros RC e um transistor usado como chave.

O sistema de controle é feito em malha fechada, sendo sua realimentação realizada pela leitura, também fotoacoplada, da tensão de saída da fonte de alimentação da iluminação. Esta leitura é, assim como o controle, realizada por meio do fotoacoplador HCPL2730 e eletrônica de condicionamento. Uma vez condicionado o sinal, seu valor é lido por meio de uma das entradas analógicas disponíveis no microcontrolador da placa de controle. Optou-se pelo uso do sistema realimentado (malha fechada) para evitar que eventuais falhas no sistema fotoacoplado de iluminação pudesse expor o paciente a níveis de radiação elevados e desnecessários. O circuito eletrônico empregado é exibido na Figura 3.21.

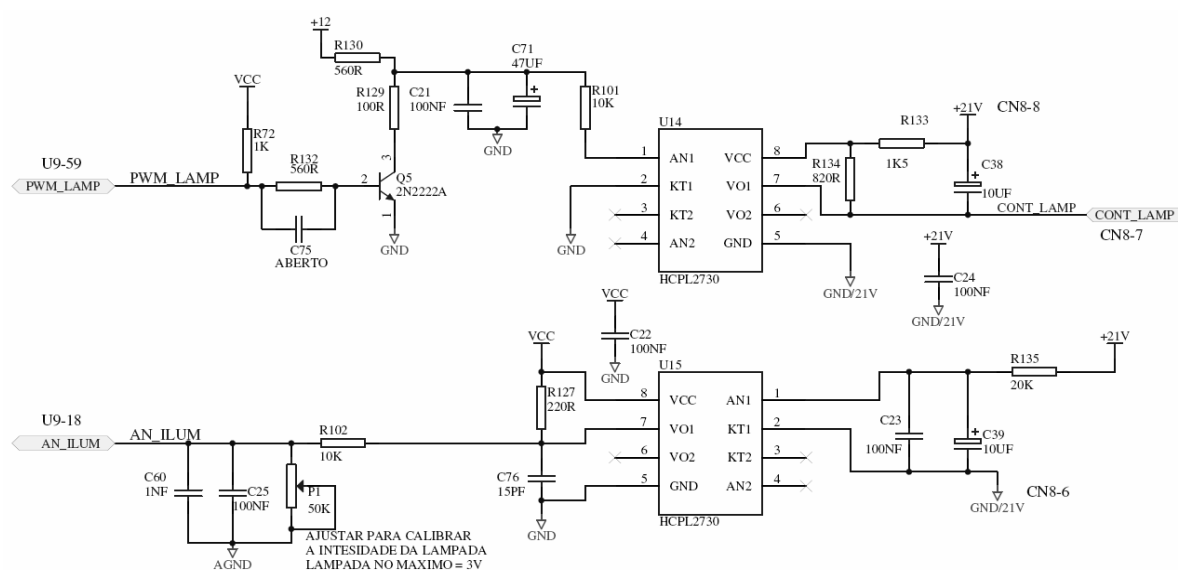


Figura 3.21 – Esquemático do Controle Fotoacoplado do sistema de iluminação

O valor da leitura analógica do nível de tensão de saída da fonte de alimentação é então exibido na tela do *software* de controle para que o operador tenha informações do nível de intensidade real da iluminação.

3.2.2.5 Interface de comunicação CAN

A interface de comunicação CAN (*Controller Area Network*) foi desenvolvida pela empresa alemã Robert Bosch GmbH, apresentada oficialmente em 1986, e foi inicialmente desenvolvida para aplicações automotivas, tais como controle de *airbag*, controle de vidros e retrovisores, além de controles essenciais do motor.

Para o sistema desenvolvido, esta interface foi utilizada para a comunicação entre a unidade de captura do equipamento e o *software* de controle executado no microcomputador.

A escolha da interface de comunicação CAN foi feita em função de sua robustez, grande disponibilidade de literatura especializada, conhecimento prévio da tecnologia por parte dos desenvolvedores e, pela grande variedade e baixo custo de microcontroladores com sistema CAN já integrados disponíveis no mercado e, também, pela existência de módulos de comunicação para microcomputadores a custos acessíveis.

Na unidade de captura do sistema desenvolvido esta comunicação é, como descrita anteriormente, realizada pelo microcontrolador 8051F042. Já no microcomputador, o módulo de comunicação é o PCAN-PCI, desenvolvido pela empresa PEAK-System Technik GmbH. A velocidade de transmissão utilizada, 125kb/s, está bem abaixo dos limites teóricos do protocolo CAN, que pode atingir até 1Mb/s; no entanto, é suficiente para as aplicações desejadas.

A Tabela 3.1 a seguir relaciona algumas das mensagens de comunicação CAN utilizadas para a comunicação entre a unidade de captura do equipamento e o *software* de controle executado no microcomputador.

Tabela 3.1 – Mensagens da rede CAN

	<i>Mensagem</i>	<i>ID (hex.)</i>	<i>Tamanho (Bytes)</i>	<i>Descrição</i>
Recepção	01	200	1	Recebe indicação de atividade do microcomputador
	02	201	4	Recebe configuração de número de série
	03	2A0	4	Recebe exame selecionado pelo operador
	04	2A2	3	Recebe valor selecionado de potência da lâmpada
Transmissão	05	101	2	Transmite número de série do equipamento
	06	102	3	Transmite versão do <i>firmware</i>
	07	1A0	3	Transmite Índices reais dos filtros da luz, da câmera e do polarizador, e situação da calibração da luz e da câmera
	08	1A1	2	Transmite status e potência da iluminação
	09	1A2	4	Transmite valores de leituras analógicas
	10	1A3	1	Transmite sinal de captura de imagem

3.3 Desenvolvimento do *Software* de Controle

3.3.1 Ferramentas de desenvolvimento

O *software* de controle do equipamento foi desenvolvido utilizando a linguagem de programação C++. Para isto, optou-se pelo ambiente visual de desenvolvimento Borland C++ Builder, desenvolvido atualmente pela empresa CodeGear, uma divisão recém criada pela própria Borland Corporation.

Optou-se pela utilização de um ambiente visual de desenvolvimento por este criar de maneira rápida e com excelente aspecto visual aplicativos para, no caso do sistema desenvolvido, o sistema operacional Microsoft Windows. Este aplicativo permite a criação de caixas de diálogos, exibição de imagens e criação de interfaces com o usuário com o mínimo

de codificação manual, reduzindo substancialmente o período de desenvolvimento do aplicativo.

A linguagem de programação C++ foi escolhida em função de ser amplamente difundida no meio acadêmico e na indústria, facilitando a contratação de recursos humanos. Permite também operações em nível de sistema operacional, suprimindo a necessidade de se controlar dispositivos de hardware que fazem parte do produto, tais como câmeras, interfaces de comunicação, gravadores de CDs e DVDs e impressoras.

Além disso, a programação orientada a objeto permite que extensas bibliotecas de componentes reutilizáveis (VCL) sejam utilizadas durante a criação de aplicativos.

3.3.2 Metodologia aplicada

Atualmente, o rápido desenvolvimento de equipamentos de retinografia digital fez com que o desenvolvimento do equipamento fosse, necessariamente, realizado no menor intervalo de tempo possível. Conseqüentemente, o mesmo deveria ocorrer com o desenvolvimento do *software*. Neste caso, optou-se pela utilização de metodologias ágeis, que permitem o desenvolvimento de *software* em curtos intervalos de tempo com qualidade compatível à apresentada pelos métodos tradicionais. Metodologia semelhante à utilizada no desenvolvimento do equipamento aqui descrito foi aplicada ao desenvolvimento de outro equipamento, o MUX-GSE, e foi descrita em Santos Junior (2007).

Esta metodologia é baseada na estimulação dos indivíduos, tendo estes, autonomia e responsabilidades por seu trabalho. Destaca-se também nesta metodologia as interações entre os desenvolvedores do *software* e demais membros da equipe de desenvolvimento do equipamento, a documentação leve aplicada ao próprio código fonte do *software*, a colaboração com o cliente e a capacidade de mudanças, mesmo em etapas avançadas do projeto.

Ainda, em algumas fases do desenvolvimento do *software*, utilizou-se também a programação em par, ou seja, dois programadores utilizando um mesmo microcomputador, para que a qualidade e confiabilidade do *software* fossem elevadas.

3.3.2.1 Arquitetura do programa

O programa do retinógrafo foi definido como sendo a interface entre o usuário (em geral um médico) e os sistemas óptico e eletrônico de captura de imagens. Além disso, deve disponibilizar todas as funções para armazenamento organizado, processamento e apresentação dos resultados dos exames nas diversas formas disponíveis. Para auxiliar na montagem e manutenção do equipamento, o programa deve também disponibilizar informações sobre as condições de operação do sistema.

Na primeira fase de projeto foi gerado um diagrama de arquitetura do programa (Anexo I – Diagrama de Arquitetura do *Software*). A seguir foram definidos alguns dos requisitos iniciais. Os requisitos apresentados na Subseção 3.3.3 não são os iniciais, mas sim os requisitos finais após as revisões que foram ocorrendo ao longo do desenvolvimento do programa.

Após a definição dos primeiros requisitos, foi então projetada a estrutura do banco de dados. Foram definidas as tabelas que seriam utilizadas, seus campos e relacionamentos. A Subseção 3.3.3.2 apresenta o diagrama de relacionamentos do banco de dados final, após as modificações realizadas durante o desenvolvimento.

Em seguida foi feita a definição das telas principais do programa, das funções de edição que deveriam estar disponíveis, da maioria dos itens do menu principal e algumas características que deveriam nortear o desenvolvimento da interface com o usuário. Nessa fase foram desenvolvidos os diagramas de fluxo de dados, que constam do “Anexo II – Diagramas de Fluxo de Dados do *Software* de Controle”. Também nesta etapa foi criado o diagrama de blocos apresentado no “Anexo III – Estrutura do Programa”, que define as

funções disponíveis em cada uma das telas. A partir daí iniciou-se a programação propriamente dita, por meio do desenvolvimento da interface básica, as primeiras funções de controle de execução e os testes de acesso aos dispositivos de hardware utilizados pelo programa.

3.3.3 Requisitos de *software*

Para que as imagens capturadas pelo equipamento sejam gerenciadas, o *software* deve possuir uma interface visual simples e clara, permitindo que mesmo operadores que não estejam familiarizados com microcomputadores possam utilizar o equipamento sem dificuldade. Esta interface intuitiva deverá também facilitar a migração de usuários, familiarizados com equipamentos de retinografia analógicos, para equipamentos digitais.

É também outro requisito de *software* o armazenamento das imagens em bancos de dados, disponibilizando ferramentas de busca por nome ou código de paciente. Deve ser possível ainda o armazenamento destas informações em mídias seguras como DVDs ou CDs para que eventuais danos ao microcomputador não resultem na perda de informações dos exames.

A seguir está relacionado cada um dos 20 requisitos de *software* estabelecidos para o *software* de controle do sistema desenvolvido.

1. Interface intuitiva e simples;
2. Banco de dados com informações de pacientes, médicos e diagnósticos realizados;
3. Taxa de atualização das imagens permitindo visualização “ao vivo”;
4. Aquisição de fotos e vídeos em alta resolução (mais de 1MP);
5. Gravação das imagens sem perda de informações;
6. Funções básicas de edição de imagens (entre elas: Brilho, contraste, nitidez, conversão para tons de cinza, etc.);
7. Apresentação de miniaturas das imagens agrupadas na tela;
8. Impressão das imagens do exame;
9. Possibilidade de gravação dos exames em DVDs ou CDs;

10. Modo manutenção para auxiliar equipe de assistência técnica;
11. Controle da unidade de captura (filtros, modo foto/filme, etc.);
12. Apresentação de informações do *status* da unidade de captura, tais como filtros e nível de iluminação;
13. Bloqueio da unidade de captura quando não está em uso;
14. Liberar uso somente com o número de série correto;
15. Gerenciamento adequado de memória;
16. Exigência de senha para registro do usuário;
17. Permitir contar e gravar nas fotos o tempo dos exames;
18. Permitir a gravação de quadros do vídeo como fotos;
19. Rotinas de auxílio ao diagnóstico como área relativa e sobreposição de imagens;
20. Permitir exportar imagens e vídeos.

3.3.3.1 Princípios de funcionamento

O *software* de controle do sistema desenvolvido apresenta princípios de funcionamento simplificados. O *software* é baseado em uma tela principal onde todas as demais funções estão acessíveis. Durante sua inicialização, são então verificadas as aberturas dos *drivers*, a interface de comunicação com a unidade de captura e a integridade dos arquivos e diretórios necessários para o correto funcionamento do equipamento. Caso algum dos requisitos de inicialização não seja satisfeito, uma mensagem indicando a falha e sua possível solução é exibida.

É por meio da tela principal, como o próprio nome sugere, que o usuário tem acesso aos controles principais do *software*. Nesta tela é possível adicionar um novo médico, um novo paciente ou exame. Pode-se abrir um exame anterior, acessar funções de auxílio ao diagnóstico, alterar a forma de exibição das imagens e alguns parâmetros de captura de imagem. É também por intermédio desta tela que o usuário poderá criar discos de backup e imprimir laudos utilizando as imagens capturadas. A Figura 3.22 exhibe a tela principal com um exame aberto, onde as miniaturas exibidas são imagens previamente capturadas durante a realização de um exame.

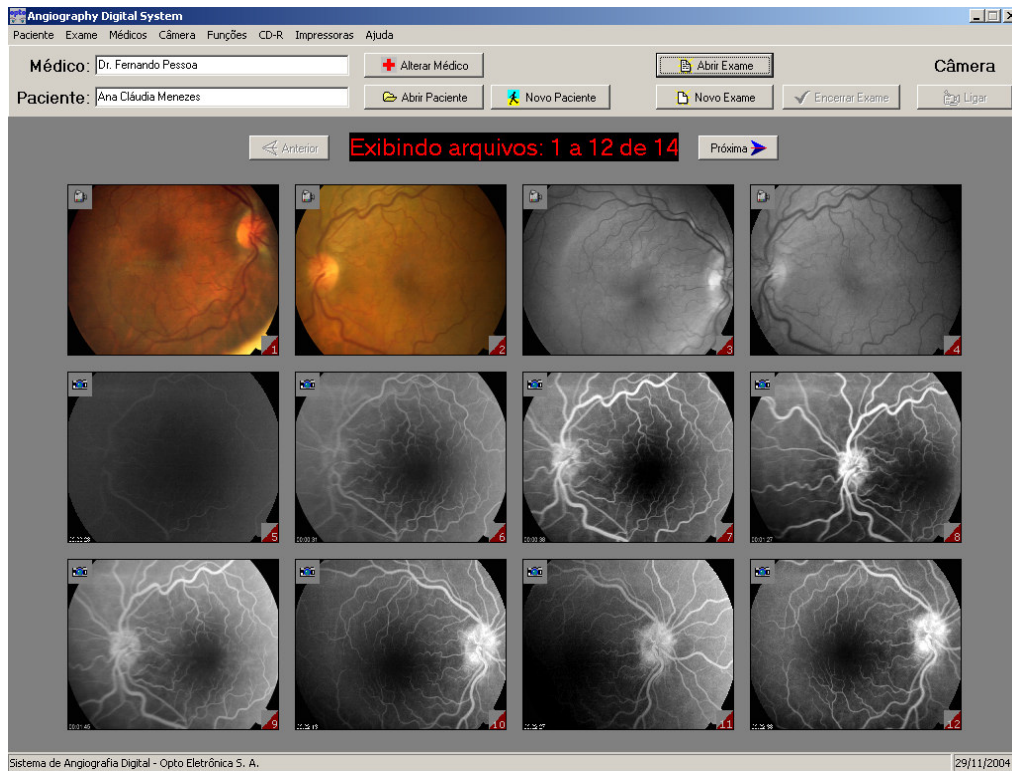


Figura 3.22 – Tela principal do *Software* do retinógrafo desenvolvido

Ao ser iniciado um novo exame, a câmera será automaticamente ligada e a tela de captura de imagens exibida (Figura 3.23). Todo o exame será realizado por intermédio desta tela, onde é exibida com destaque, na região central, a imagem do fundo de olho com visualização “ao vivo”.



Figura 3.23 – Tela de captura de imagens

Nesta mesma tela estão localizados diversos controles e ajustes para auxiliar o usuário. Na parte esquerda estão os controles de modo de funcionamento, onde se pode selecionar captura de fotos ou vídeos, além do tempo de exposição e sensibilidade da câmera. É também nesta porção da tela que está localizada a imagem capturada por uma câmera auxiliar (*view finder*), exibindo a região da pupila do paciente, que permite que o anel de iluminação seja posicionado com precisão sem que o usuário deixe de observar a tela do microcomputador.

Na parte direita da tela estão os botões de seleção de tipo de exame, controle de intensidade de iluminação. São também exibidos os indicadores de posicionamento dos filtros de excitação, barreira e anti-reflexo, bem como informações sobre o exame, como a quantidade de fotos e vídeos, além da imagem da última foto capturada.

Outras funções disponíveis no *software* serão descritas nos itens a seguir.

3.3.3.2 Banco de dados

As tabelas que constituem o banco de dados do aplicativo foram criadas utilizando-se o Microsoft Access e, posteriormente, acessadas por intermédio do *software* de controle via ferramentas SQL, que nada mais é que uma linguagem de pesquisa para base de dados relacionais. Esta base de dados relacional permite a realização de buscas de pacientes e médicos, em função de seus dados pessoais, ou por exames, em função da data em que este foi realizado, o diagnóstico realizado ou mesmo pelo fotógrafo.

A Figura 3.24 apresenta a estrutura da base de dados relacional utilizada no *software* de controle do sistema desenvolvido.

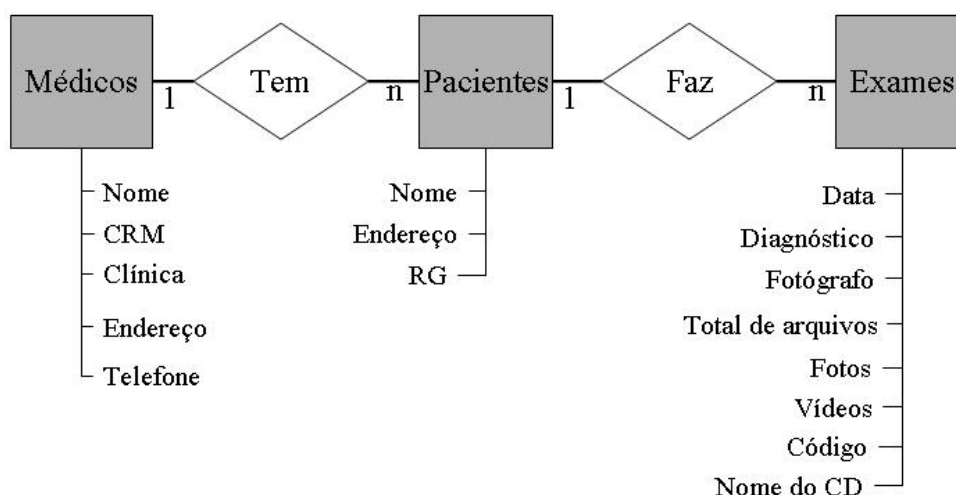


Figura 3.24 – Diagrama Entidade-Relacionamento da base de dados do *software* desenvolvido

Conforme o diagrama entidade-relacionamento (DER), um médico pode possuir de zero a diversos pacientes a ele vinculados, enquanto cada paciente pode realizar de zero a vários exames. Estas tabelas são atualizadas automaticamente pelo *software* de controle a cada vez em que um novo exame é realizado ou quando novo médico ou paciente é cadastrado.

A cada vez que o *software* é iniciado, este solicita qual o médico que irá utilizar o equipamento.

3.3.3.3 Armazenamento de dados

Os arquivos de imagens de um exame consomem grande espaço do disco rígido. Em geral, um exame com 20 fotos ocupará em média 200 MB. Além disso, para evitar que eventuais falhas do disco rígido resultem na perda dos dados de todos os exames realizados, foram então criadas funções de armazenamento de dados em mídias removíveis. No caso do sistema desenvolvido, optou-se por CDs e DVDs por serem amplamente difundidos e pela facilidade de serem adquiridos.

O usuário deve, por meio da função “Enviar dados” disponibilizada na tela principal do *software*, selecionar quais exames deseja enviar para a mídia removível. O *software* automaticamente organizará os arquivos a serem copiados, realizará a gravação e comparará os arquivos gravados na mídia removível com os arquivos do disco rígido. Caso não exista diferença entre os arquivos copiados e os originais, a base de dados será atualizada de forma a indicar na chave “Nome do CD” da tabela “Exame” o nome do disco onde os arquivos estão armazenados. Este registro será utilizado, posteriormente, durante a abertura do exame, para que o disco onde os arquivos estão armazenados seja inserido pelo usuário.

Para evitar que eventuais falhas do disco rígido causem a perda de informações da base de dados, após a gravação das imagens e vídeos de um exame, uma cópia da base de dados é também transferida para a mídia removível. Isto garante que, em caso de falha ou perda total dos dados do disco rígido, a base de dados poderá ser recuperada a partir do último disco de backup criado. Desta forma, serão perdidos somente os exames que eventualmente não tenham sido armazenados em CDs ou DVDs.

3.3.3.4 Processamento e edição de imagens

Alguns processamentos de imagem são realizados simultaneamente durante a captura da imagem, tais como homogeneização da imagem, realce de estruturas da retina e redução de ruído. No entanto, são disponibilizados ao usuário outros tipos de processamento

que podem ser realizados durante a visualização das imagens de um exame já realizado. Estas ferramentas estão disponíveis na tela de edição de imagens, Figura 3.25, mediante um simples duplo clique em uma miniatura da imagem exibida na tela principal.



Figura 3.25 – Tela de Edição de Imagens

Nesta tela é possível visualizar estruturas do olho com maiores detalhes em função das ferramentas de zoom que são disponibilizadas. Estas ferramentas permitem um zoom de até três (3) vezes, sendo possível a observação de detalhes que não sejam perceptíveis em seu tamanho normal.

É também possível recortar determinadas áreas da imagem para que sejam posteriormente impressas.

Existem também funções de ajuste de contraste, brilho, gama, ajustes de ganho para cada um dos canais de cores pelo padrão RGB (azul, verde e vermelho) ou BSH (brilho, saturação e matiz), além de ferramentas para inverter cores e transformar imagens coloridas para tons de cinza.

Os filtros disponíveis, tais como suavização, realce de veias e nitidez aplicam uma série de processamentos de imagem otimizados para imagens de fundo de olho, geralmente resultando em imagens que permitem um melhor diagnóstico.

A Figura 3.26 apresenta uma imagem de angiografia fluoresceínica onde são aplicados ajustes de contraste, brilho e gama para uma melhora significativa de sua qualidade.

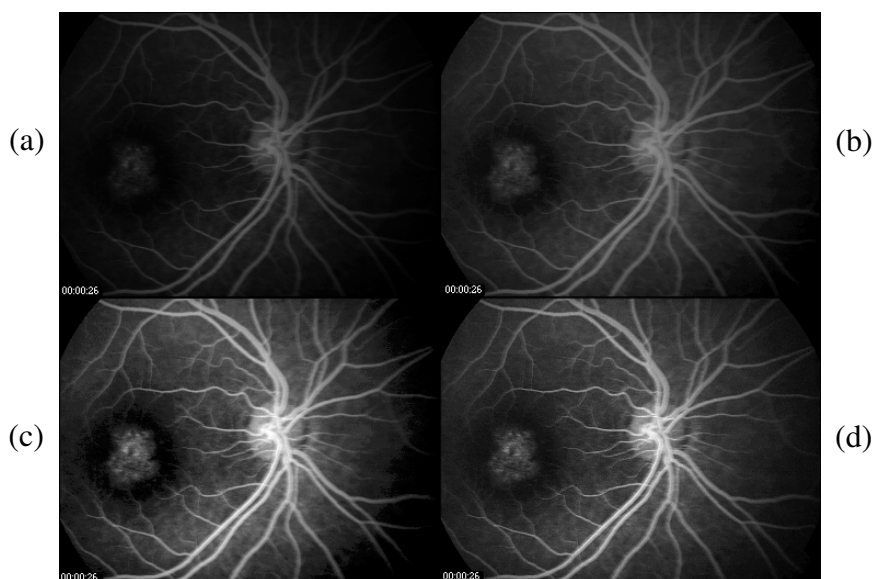


Figura 3.26 – Imagem original (a) e seqüência de processamentos aplicados para melhora de sua qualidade (b), (c) e (d)

3.3.3.5 Ferramentas de auxílio ao diagnóstico

As ferramentas de auxílio ao diagnóstico permitem ao usuário determinar as dimensões de determinada lesão, auxiliando, por exemplo, o médico na determinação da dimensão do *spot* a ser utilizado durante um tratamento de fotocoagulação a laser. Além disso, o cálculo de área relativa permite determinar a relação entre as dimensões da escavação do nervo óptico e seu diâmetro externo para diagnóstico e tratamento de glaucoma (Figura 3.27).

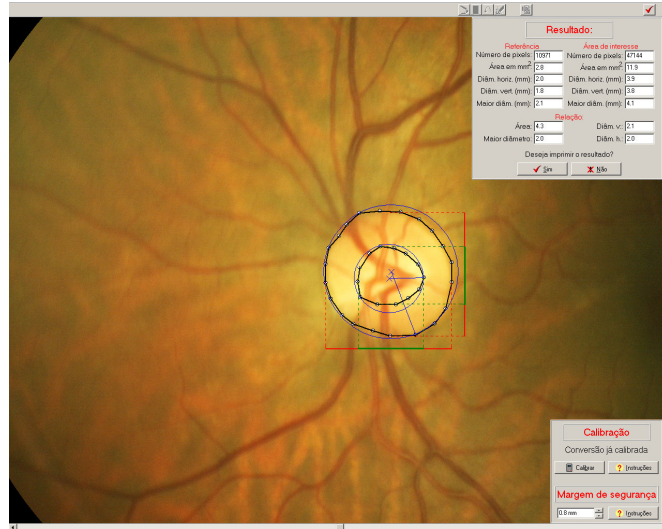


Figura 3.27 – Tela de cálculo de área relativa

Os resultados do cálculo de área são apresentados em milímetros e também em pixels. O equipamento é previamente calibrado a partir de um olho mecânico com um padrão de imagem com tamanho conhecido.

A ferramenta de sobreposição de imagens permite que, através de imagens de exames realizados previamente, estas sejam sobrepostas a imagens atuais. Esta sobreposição é feita através da determinação, pelo operador, de cruzamentos de veias e artérias conhecidas tanto nas imagens atuais quanto nas anteriores. Uma vez realizada a sobreposição, é possível analisar a progressão de lesões na retina (Figura 3.28).



Figura 3.28 – Tela de sobreposição de imagem

3.3.3.6 Impressão de resultados

Para a realização de laudos a serem armazenados, ou mesmo enviados a terceiros, foram criadas rotinas de impressão (Figura 3.29). Nestas rotinas é possível ao usuário inserir comentários, adicionar novas imagens, exportar a imagem da página em arquivo com extensão JPG ou mesmo sair e armazenar a página para que esta seja impressa posteriormente.

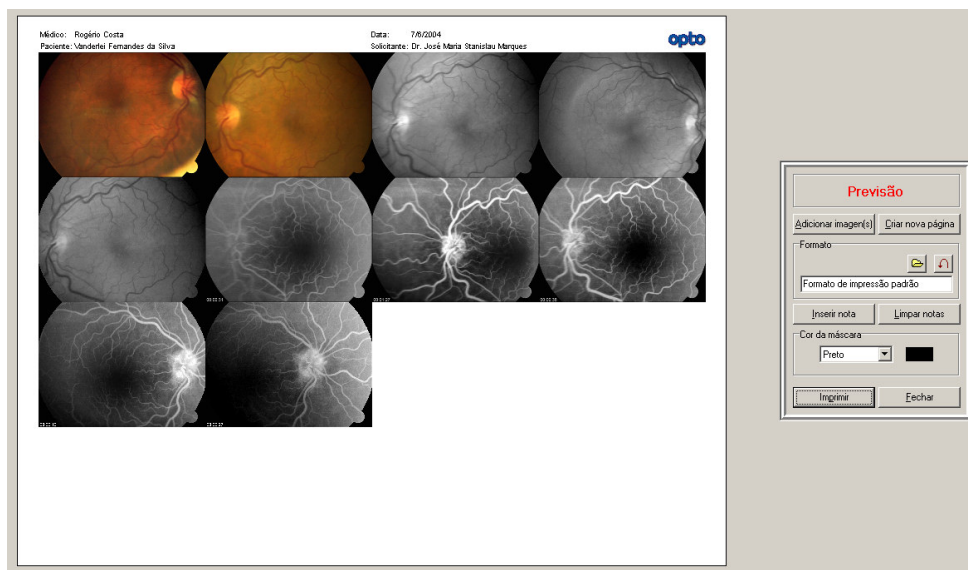


Figura 3.29 – Tela de impressão de resultados

É também de grande importância que imagens de exames anteriores possam ser adicionadas à página de impressão para que imagens atuais sejam comparadas com imagens passadas, permitindo a análise da progressão ou regressão de determinadas patologias.

3.3.3.7 Validação de Software

A validação do *software* foi realizada mediante a verificação de cada um dos requisitos de *software* descritos na Subseção 3.3.3. Diversos deles foram realizados mais de uma vez, gerando alterações de *software* para que este fosse adequado ao requisito. Estas reprovações geraram discussões de novas soluções e modificações em busca das soluções para os problemas apontados. Esse ciclo foi mantido até que todos os testes apresentassem os resultados positivos.

A aprovação de todos os testes realizados em cada um destes requisitos garantiu que os objetivos iniciais fossem alcançados, validando o projeto de *software*.

A validação, entretanto, não garante que o *software* esteja livre de erros. Garante apenas que os requisitos fossem verificados e que não tivessem falhas conhecidas, mas que estas pudessem ser detectadas com o uso. Eventuais falhas detectadas eram analisadas pela equipe de desenvolvimento, resultando em discussões para suas correções e, se necessária, a distribuição de uma nova versão ou pacotes de correção.

Cada um dos testes e seus respectivos resultados foram registrados e documentados de acordo com os requisitos de qualidade previamente propostos.

3.3.4 Controle de versões

Durante o desenvolvimento do equipamento, diversos protótipos foram enviados a centros de excelência em retina e também a clínicas administradas por especialistas em retina que se propuseram a colaborar com o desenvolvimento do equipamento. Mais de uma dezena de equipamentos foram encaminhados para testes e, durante este período, o desenvolvimento do *software* continuou normalmente.

As correções de falhas relatadas pelos usuários destes equipamentos, bem como as melhorias sugeridas, foram aplicadas a uma nova versão e esta enviada ao usuário para que este realizasse os testes para validação.

Durante este período, foi então elaborada uma tabela relacionando os números de série dos equipamentos com suas respectivas versões de *software*. Além disso, no próprio código fonte do programa, cada uma das novas versões criadas e distribuídas era registrada. Finalmente, para garantir que versões anteriores pudessem ser restauradas, todas as versões eram armazenadas em CDs.

Neste mesmo documento foram registradas as compatibilidades entre as versões de *software* e a versão da eletrônica da unidade de captura, tendo em vista que durante este período de testes, o desenvolvimento do projeto eletrônico também teve continuidade.

3.4 Projeto Óptico

3.4.1 Ferramentas de desenvolvimento

Para o desenvolvimento do projeto óptico do equipamento, utilizou-se o *software* CodeV, desenvolvido pela *Optical Researches Associates* (ORA), que abriga todas as ferramentas necessárias para o desenvolvimento de projetos baseados em óptica geométrica e física.

3.4.2 Requisitos do projeto óptico

A qualidade das imagens de fundo de olho capturadas pelo equipamento está intimamente relacionada à qualidade de seu sistema óptico. O sistema deve possuir alta resolução, sendo capaz de exibir, com nitidez, mesmo as menores estruturas vasculares da retina. Em função das bandas espectrais utilizadas durante os diferentes exames realizados pelo equipamento, torna-se necessário que a resolução do sistema seja elevada em toda a faixa espectral que compreende o azul e o infravermelho próximo (400 à 850nm), sendo exigido, portanto, uma óptica complexa e de desempenho bastante elevado.

Dentre os requisitos estabelecidos para o sistema óptico, destacou-se a necessidade de que este fosse coaxial, ou seja, que o sistema de captação fizesse parte do caminho óptico do sistema de iluminação. A escolha do sistema coaxial deveu-se, principalmente, pela maior homogeneidade da iluminação projetada no fundo do olho, garantindo imagens de maior qualidade. Além disso, estabeleceu-se que o ângulo de visão do sistema óptico de captura deveria ser de 45°, como a grande maioria dos equipamentos existentes no mercado.

A Figura 3.30 apresenta um esquemático simplificado do sistema óptico coaxial do retinógrafo digital desenvolvido.

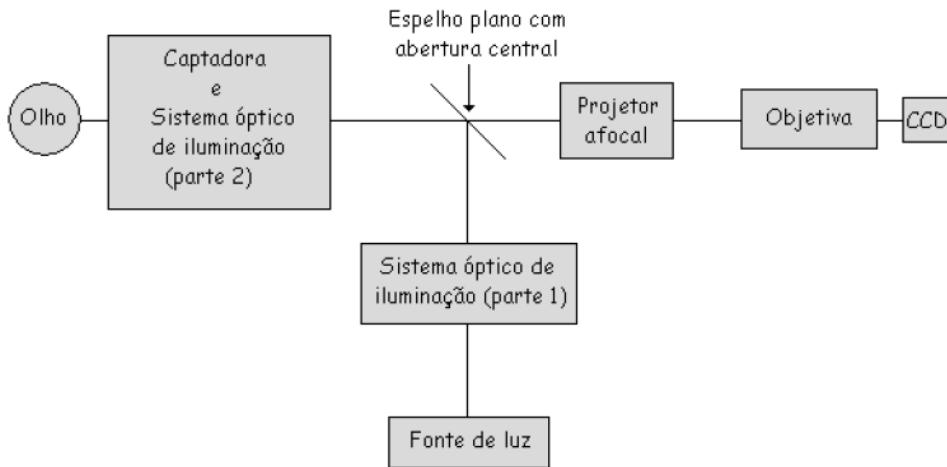


Figura 3.30 – Esquema óptico coaxial simplificado de um retinógrafo digital

Fonte: Carvalho (2006)

Optou-se neste projeto pela utilização somente de lentes esféricas, ou seja, lentes cujo raio de curvatura são constantes. Esta decisão foi tomada em função da viabilidade de construção do equipamento utilizando somente este tipo de lente e pelo impacto no custo final do equipamento, aumentando sua competitividade no mercado nacional e internacional.

Para que o tema seja aprofundado, a seguir, o projeto do sistema óptico será subdividido em dois: sistema óptico de iluminação e sistema óptico de captação.

3.4.2.1 Sistema óptico de iluminação

O sistema óptico de iluminação é composto basicamente por “[...] um conjunto de lentes chamado condensador que serve para uniformizar a iluminação e evitar que o filamento da lâmpada seja projetado junto com a imagem, um objeto em forma de anel e um conjunto de lentes para formar a imagem desse anel. A iluminação deve chegar à pupila do paciente em forma de anel para que não haja reflexão inoportuna na córnea atrapalhando a captação da imagem proveniente do fundo do olho, e deve ser homogênea no fundo do olho, ocupando uniformemente toda a área da retina a ser examinada.” (Carvalho, 2006). Uma ilustração simplificada de um sistema óptico de iluminação pode ser conferida na Figura 2.6.

Ao contrário do sistema óptico de captação, a óptica de iluminação deve possuir uma baixa resolução, evitando que ao formar a imagem, os filamentos e eventuais não homogeneidades da fonte de luz sejam projetadas na retina. A Figura 3.31 exibe o esquema do sistema de iluminação com todos os seus elementos ópticos.

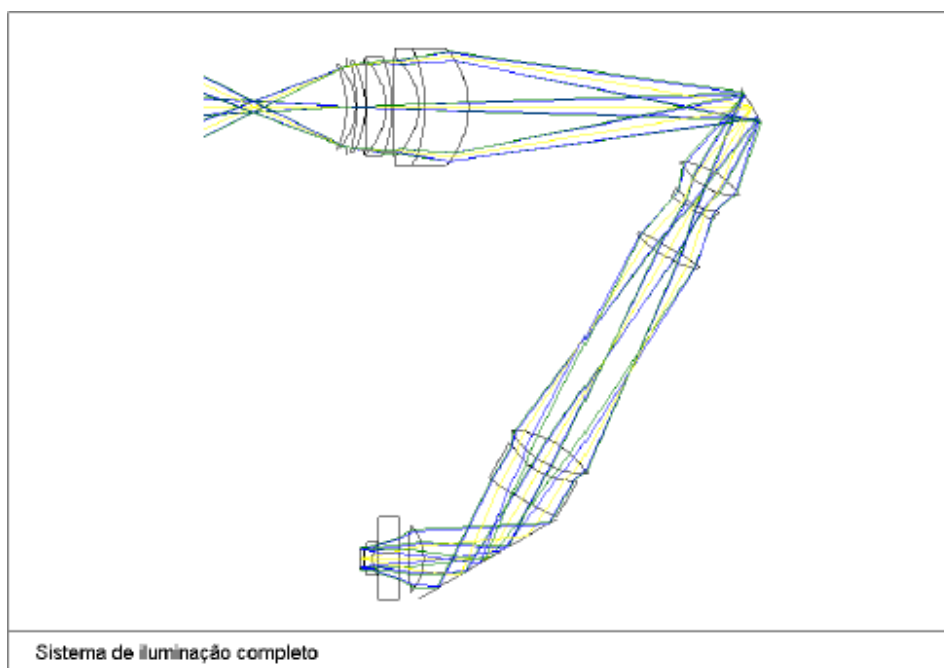


Figura 3.31 – Sistema óptico de iluminação completo

Fonte: Carvalho (2006)

No caso do sistema desenvolvido, a fonte de luz utilizada foi uma lâmpada halógena de 21V/150W, sendo alimentada por uma fonte de tensão chaveada variável. Esta iluminação foi acoplada a um feixe de fibras ópticas onde, em uma das suas extremidades, as fibras foram arranjadas em forma de anel (objeto). Desta forma, parte da óptica necessária para uniformizar a iluminação, representada pelo condensador da Figura 2.6, foi eliminada. Esta solução permitiu também que a lâmpada fosse posicionada fora da cabeça óptica do equipamento, evitando que o grande fluxo de calor liberado por esta fosse dissipado dentro do equipamento, melhorando, inclusive, o desempenho do sistema óptico de captação, já que não existem grandes gradientes de calor dentro do equipamento.

3.4.2.2 Sistema óptico de captação

O sistema óptico de captação de um retinógrafo, como descrito anteriormente, é baseado em um telescópio kepleriano. Esta montagem óptica consiste de duas lentes, sendo uma delas denominada objetiva e a outra ocular sendo ambas convergentes. Esta configuração faz com que a objetiva forme uma imagem real e invertida do objeto em seu plano focal. Por sua vez, a lente ocular atua ampliando esta imagem, formando uma imagem virtual, que é observada a olho nu (Malacara e Malacara, 1994). De acordo com Kingslake (1983), o Poder de Magnificação (PM) do sistema é dado pela razão entre das distâncias focais da lente ocular e da lente objetiva, ou seja:

$$PM = f_o / f_e \quad (1)$$

onde: f_o é a distância focal da lente objetiva;

f_e é a distância focal da lente ocular.

A Figura 3.32 a seguir exibe um esquemático de um telescópio kepleriano, ilustrando a posição onde são formadas as imagens real e virtual, bem como a posição do objeto.

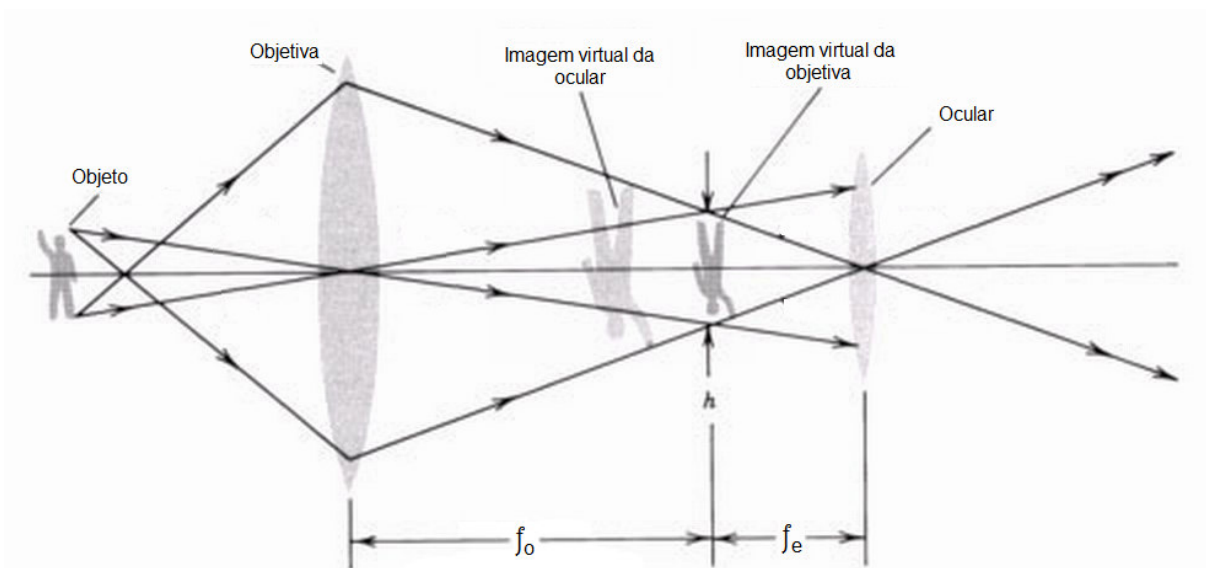


Figura 3.32 – Esquema óptico de um telescópio kepleriano

Fonte: http://www.freesciencefairproject.com/physics/Optical_Instruments. Acesso em: 21

Esta montagem, quando utilizada da maneira invertida, faz com que a imagem da retina seja ampliada, pelo mesmo fator de magnificação, sendo possível, através de uma objetiva projetar esta imagem em um sensor ou filme fotográfico. Além disso, optou-se pelo telescópio kepleriano invertido por existir uma região de convergência dos raios, sendo possível posicionar o espelho com abertura na região central da iluminação axial.

Conforme descrito na Subseção 3.4.2, o ângulo de visão do sistema óptico de captação foi projetado para um campo de 45° . Em geral, equipamentos para diagnóstico de doenças como glaucoma utilizam campos menores, como 30° , enquanto equipamentos para patologias como descolamento de retina utilizam campos maiores (60°). Com base nestes dados, o aparelho projetado possui um campo intermediário, permitindo a utilização de um único equipamento para o diagnóstico de diferentes patologias.

Por ser um sistema óptico coaxial, onde a iluminação e a captação compartilham partes do sistema óptico, a otimização do sistema óptico de captação teve de ser realizada no modo multiconfiguração (Carvalho, 2006), de forma que a otimização do sistema óptico de captura não degradasse o sistema óptico de iluminação.

O sistema óptico de captação é formado pelos seguintes conjuntos de lentes: captadora, projetor afocal e objetiva.

A captadora é um conjunto constituído de sete (7) elementos (lentes), em que os raios vindos da retina entram pelo conjunto captadora e formam uma imagem a uma distância de aproximadamente 100 mm. Os raios provenientes da captadora passam pelo conjunto projetor afocal e saem deste paralelos. O projetor afocal possui quatro (4) elementos. Estes raios paralelos entram no conjunto objetiva e são projetados no sensor CCD para formar a imagem da retina. A Figura 3.33 exhibe o esquema completo do sistema de captação do retinógrafo desenvolvido.

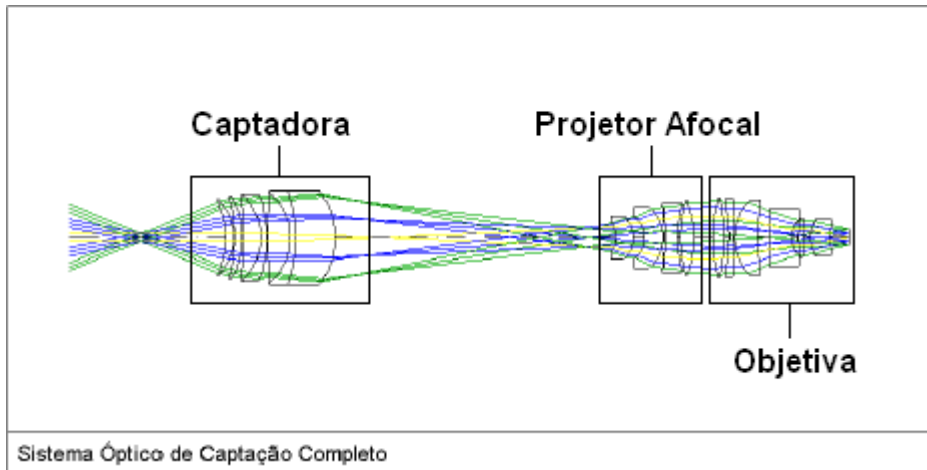


Figura 3.33 – Sistema óptico de captação completo

Fonte: Adaptação de Carvalho (2006)

3.4.2.3 Filtros de bombeio e barreira

Para cada um dos exames selecionados, um par de filtros é automaticamente selecionado pelo equipamento. Deste par, o filtro de excitação é posicionado entre a saída da fibra de iluminação e a entrada do sistema óptico de captação, enquanto o filtro barreira é posicionado entre o projetor afocal e a objetiva.

Os filtros com diferentes bandas espectrais garantem a qualidade das imagens capturadas, principalmente nos casos de angiografias.

3.4.2.3.1 Filtros para retinografia colorida

A retinografia colorida possui apenas um filtro de excitação, visto que sua captura é realizada em todo o espectro visível. Já a banda de passagem do filtro excitação utilizado é larga, cobrindo grande faixa do espectro visível (entre 400 e 700 nm). São barrados os comprimentos de onda do UV e seus comprimentos próximos, assim como o infravermelho, visto que estes não são utilizados para o exame e somente iriam expor o paciente à níveis de radiação desnecessários. Os comprimentos de onda próximos ao UV são barrados a fim de

aumentar o contraste das imagens, em função da diminuição da fluorescência de algumas estruturas do olho.

Além disso, para evitar a exposição acidental do paciente a níveis de radiação acima dos valores normativos, atenuadores são colocados junto aos filtros espectrais. A Figura 3.34 exibe a curva da banda de passagem do filtro excitação. Nesta mesma figura percebe-se a atenuação do filtro, em torno de 70%.

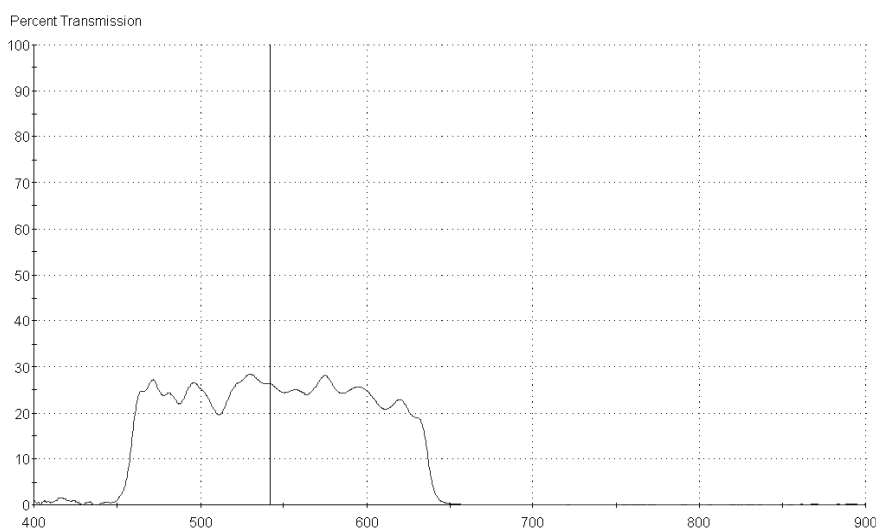


Figura 3.34 – Banda de passagem espectral do filtro excitação utilizado para retinografia colorida

3.4.2.3.2 Filtros para retinografia aneríttra

Para o realce das estruturas vasculares da retina, a banda de passagem do filtro excitação para retinografia aneríttra (Figura 3.35) cobre somente a faixa entre os comprimentos de onda de 520 a 560 nm, tendo seu pico em 540 nm. As estruturas vasculares da retina, onde a cor predominante é a vermelha, absorve toda a luz emitida, ao mesmo tempo em que estruturas não vascularizadas a refletem. Esta diferença de comportamento gera imagens com alto contraste, facilitando a observação e análise de determinadas regiões da retina.

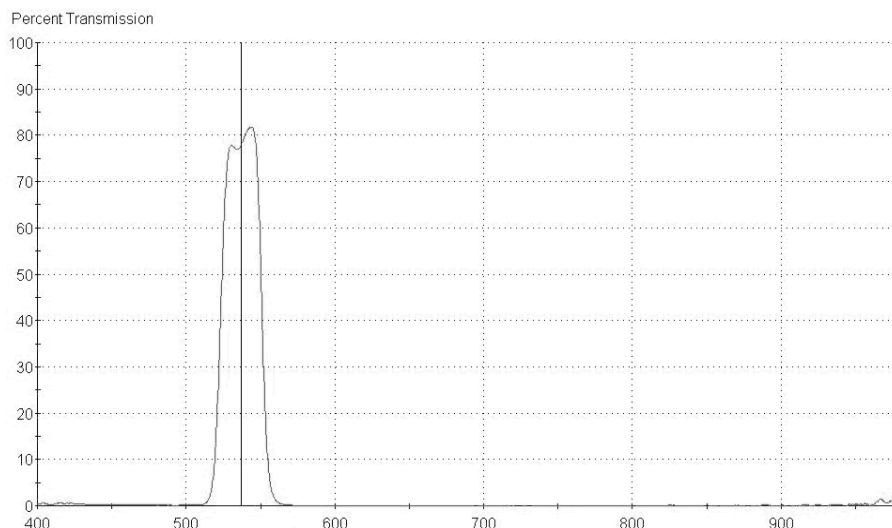


Figura 3.35 – Banda de passagem espectral do filtro excitação utilizado para retinografia aneríttra

Pelas mesmas razões descritas na Subseção 3.4.2.3.1, os comprimentos que compreendem o UV e o infravermelho são barrados.

Na retinografia aneríttra também não é necessária a utilização de filtro barreira para a captação.

3.4.2.3.3 Filtros para angiografias fluoresceínicas

Os filtros de excitação para angiografias fluoresceínicas (Figura 3.36) foram projetados de forma que seu pico de transmitância fosse na região de maior excitação da fluoresceína sódica (aproximadamente 480nm). Sua banda de passagem, que vai de 450nm a 500nm, deve ser bem definida de forma a não haver, em hipótese alguma, cruzamento entre sua banda de passagem e a banda de passagem do filtro barreira (Figura 3.37). Cruzamentos entre estas bandas geram imagens de baixo contraste e, em alguns casos, reflexos centrais na imagem.

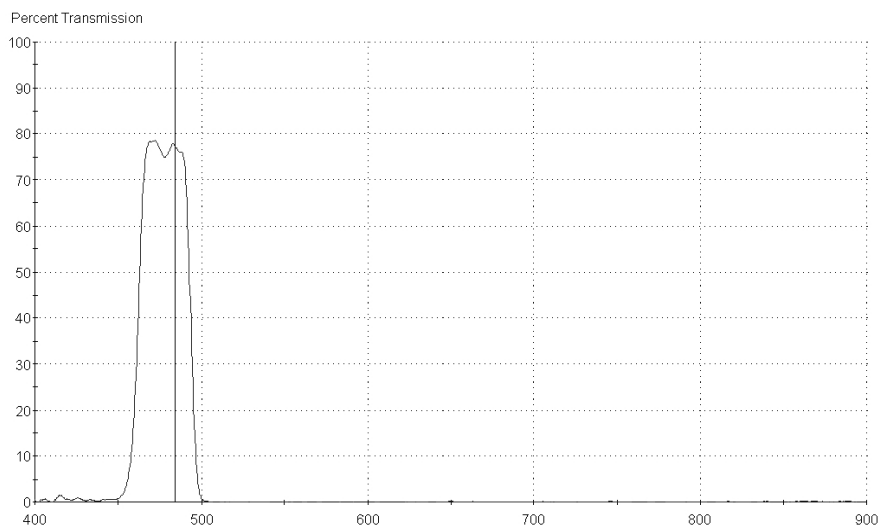


Figura 3.36 – Banda de passagem espectral do filtro excitação utilizado para angiografia fluorescência (FA)

O filtro barreira utilizado para angiografias fluorescências (Figura 3.37), conforme descrito anteriormente, não deve possuir uma região de sobreposição com o filtro excitação. Em função desse requisito, a banda de passagem vai de 510nm a 620nm, havendo, portanto, uma margem de 10nm entre os filtros.

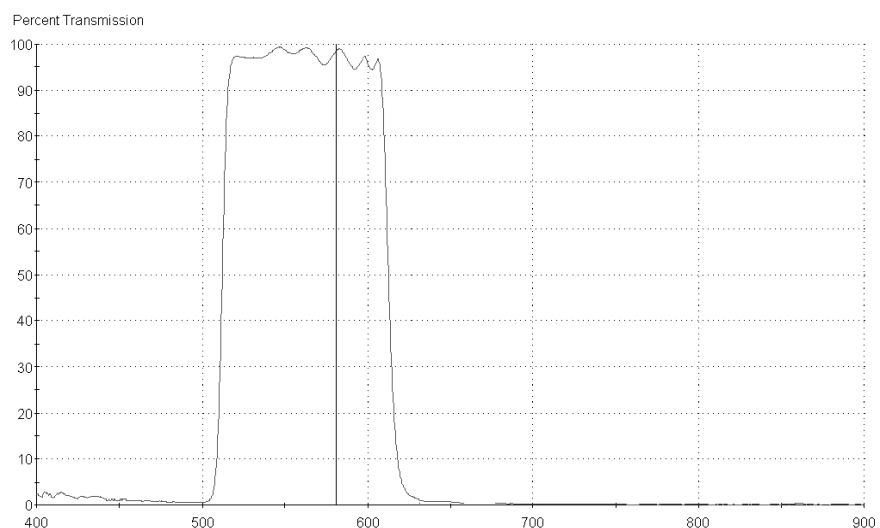


Figura 3.37 – Banda de passagem espectral do filtro barreira utilizado para angiografia fluorescência (FA)

3.4.2.3.4 Filtros para angiografias com indocianina verde

Assim como os filtros excitação e barreira para angiografias fluoresceínicas, os filtros para angiografias com indocianina verde também não devem possuir sobreposição entre seus espectros de transmitância. A razão é a mesma que a descrita anteriormente para a angiografia fluoresceínica: redução do contraste da imagem e eventuais reflexos centrais na imagem. O filtro excitação para angiografias com indocianina verde (Figura 3.38) possui banda de passagem de 730nm a 810nm.

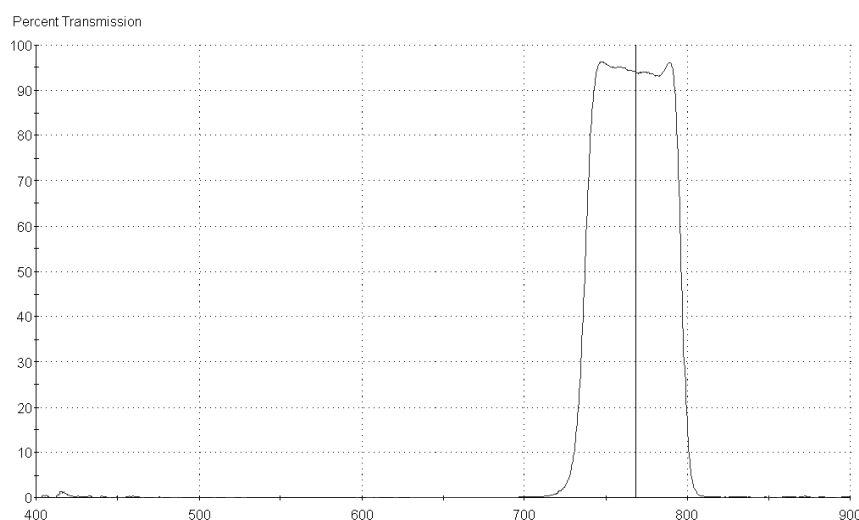


Figura 3.38 – Banda de passagem espectral do filtro excitação utilizado para angiografia de indocianina verde (ICG)

O filtro barreira (Figura 3.39) possui banda de passagem entre 820 e 950nm havendo, novamente, um intervalo de aproximadamente 10nm entre o término da banda de passagem do filtro excitação e o início da banda de passagem do filtro barreira, evitando desta forma possíveis sobreposições de seus espectros.

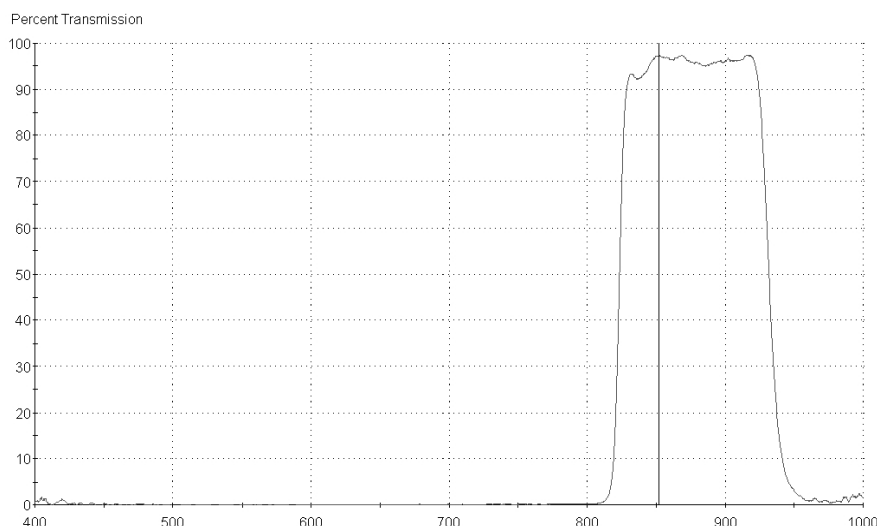


Figura 3.39 – Banda de passagem espectral do filtro barreira utilizado para angiografia de indocianina verde (ICG)

3.5 Controle de Qualidade Final

O controle de qualidade final é composto por um procedimento de testes e um *check-list* onde devem ser registradas as aprovações e não conformidades apresentadas pelo produto. Todas as não conformidades devem gerar retrabalhos ou, eventualmente, aberturas de solicitações de revisão de projeto. Além disso, os retrabalhos são registrados no campo “Observações” do *check-list* final. Este documento, além de garantir a qualidade do equipamento, garante a rastreabilidade dos equipamentos produzidos, sendo possível por intermédio deste documento verificar eventuais variações de parâmetros com o passar do tempo. Variações essas que podem ter origem em materiais e partes fornecidos por terceiros, materiais e partes produzidos nas dependências da empresa, revisões de projeto ou mesmo uma conjunção de mais de um dos fatores relacionados.

Este documento de controle de qualidade final foi elaborado de maneira que o maior número de parâmetros para aceitação do produto fossem quantitativos e não qualitativos, evitando resultados desconexos quando realizado por diferentes avaliadores. Este documento

foi subdividido em quatro (4) tópicos: Testes funcionais, testes de operação, configurações finais e acabamento. A seguir, cada um destes itens serão descritos.

3.5.1 Testes funcionais e de desempenho

Os testes funcionais visam verificar as funcionalidades e desempenho do equipamento. São analisadas as características mecânicas, eletrônicas e ópticas necessárias para a realização de um diagnóstico a partir das imagens por ele capturadas. O equipamento é montado com todos os acessórios e partes que o compõem e serão enviados ao usuário final, tais como: cabos, mesa elevatória, microcomputador e periféricos, módulo de comunicação e placas de captura e processamento.

Inicialmente, é analisado o desempenho mecânico do equipamento, como seus mecanismos de posicionamento XY e angular, ajuste de foco, e todas as demais partes móveis do equipamento.

Feito isso, são analisadas as interfaces com o operador, tais como o correto funcionamento dos botões *leds* indicativos do painel de controle, luzes indicativas das chaves liga-desliga, botão do *joystick* e lâmpada de auxílio do apoio de cabeça. O correto posicionamento de cada um dos filtros é verificado e suas intensidades máximas aferidas e comparadas com os limites normativos máximos de exposição ao paciente à luz em função dos diferentes comprimentos de onda.

A partir da imagem de um olho mecânico calibrado, são então analisadas as intensidades luminosas para a captura de uma imagem padrão. A partir do valor médio de sua imagem analisa-se a intensidade luminosa utilizada e verifica-se se esta se encontra dentro dos limites estabelecidos no documento de controle de qualidade final. Utilizando-se outro modelo de olho mecânico, verifica-se então se o equipamento atinge as dioptrias mínimas especificadas, que deve cobrir a faixa de +12 e -12.

Para análise da qualidade da imagem, realiza-se o procedimento descrito na Subseção 4.1, e verifica-se, para as diferentes faixas de resolução, se o equipamento está dentro da mínima resolução estabelecida.

Após o término dos testes de desempenho mecânicos, eletrônicos e ópticos, verifica-se o funcionamento da mesa elevatória e registra-se eventuais não conformidades encontradas durante esta etapa do controle de qualidade final do equipamento. Estas não conformidades deverão ser reparadas e novamente verificadas por meio dos mesmos procedimentos utilizados anteriormente.

4 Resultados referentes aos testes de desempenho e Análise Comparativa

4.1 Análise de desempenho do módulo de imagem

Para a captura de imagens em alta resolução estipulou-se, inicialmente, o uso de uma câmera com resolução superior a 1,0 Megapixels. Além disso, por não possuir um sistema de observação via ocular², a câmera deveria possuir uma taxa de atualização elevada, evitando atrasos entre o que o operador observa e o que ele captura ao pressionar o botão de captura de imagem. Outro fator relevante foi a sensibilidade do sensor de imagem. Sabe-se que a intensidade de carga acumulada no sensor de imagem é proporcional à intensidade luminosa que incide sobre este (Litwiller, 2001), no entanto, por ser uma estrutura morfolologicamente adaptada para captar a luz incidente, o olho pouco reflete luz, exigindo que o sensor de imagem possua uma sensibilidade bastante elevada.

O número de *pixels* do sensor utilizado, 2048 horizontal x 2048 vertical, nos garante uma resolução de 4,0 Megapixels. Além disso, o tamanho do *pixel*, 9 μm , nos proporciona uma resolução de 55 lp/mm (*line pairs per millimeter*) para a frequência de Nyquist³. Conforme será descrito a seguir na Subseção 4.2 esta resolução espacial permite que mesmo as menores estruturas vasculares da retina sejam resolvidas com bom contraste.

Durante testes iniciais com diversos módulos de captura de imagem, constatou-se que o posicionamento do equipamento e o ajuste de foco se tornavam procedimentos demorados e complexos de serem realizados por operadores pouco familiarizados com o equipamento quando a taxa de atualização da câmera era inferior à 15,0 quadros por segundo.

² Conjunto óptico acoplado ao sistema de captura de imagem que permite a visualização direta da imagem do fundo de olho. Esta visualização pode ser realizada através de um prisma, semi-espelho ou espelho plano.

³ A frequência de Nyquist é definida como a metade da frequência de amostragem para, neste caso, o sensor de imagem. Para sensores de imagem pode ser definida como o valor inverso de duas vezes o tamanho do *pixel*.

Para a aferição do número de quadros capturados durante a visualização da imagem, funções específicas foram desenvolvidas e inseridas no *software* principal do equipamento. A Tabela 4.1 relaciona a taxa de quadros por segundo que podem ser atingidos em função da resolução da imagem para o módulo de imagem utilizado no equipamento.

Tabela 4.1 – Taxa de atualização da câmera

<i>Resolução utilizada Durante a visualização</i>	<i>Quantidade de quadros por segundo</i>
2048 x 2048 (4,0 Megapixels)	15,8
1024 x 1024 (1,0 Megapixel)	24,0
512 x 512 (0,25 Megapixel)	30,0

Dos valores acima, conclui-se que mesmo operando em sua máxima resolução, 4,0 Megapixels, a câmera apresenta uma taxa de quadros por segundo superior ao valor mínimo estipulado e considerado satisfatório (15,0 quadros por segundo). No entanto, a resolução de 1024 x 1024 foi considerada adequada tanto por sua elevada taxa de atualização, facilitando ainda mais o manuseio do equipamento, como por suas dimensões que estão em concordância com a resolução do adaptador gráfico e monitor utilizados (1280 x 1024). É importante frisar que estas resoluções mais baixas são utilizadas somente durante a visualização, sendo as fotos capturadas com o equipamento sempre realizadas com a resolução máxima do sensor CCD.

4.2 Análise de desempenho do sistema óptico

A análise de desempenho do sistema óptico do equipamento foi limitada ao sistema de captação, pois, como descrito na Subseção 3.4.2.1, o sistema de iluminação foi projetado para possuir uma baixa resolução a fim de evitar que o filamento da lâmpada fosse projetado no fundo de olho do paciente, reduzindo sua homogeneidade. Em função disto, sua análise de desempenho óptico foi realizada de forma simplificada, sendo verificado somente se o anel de iluminação era formado nas dimensões corretas e na distância projetada.

Após a fabricação e alinhamento do sistema óptico de captação, a análise de seu desempenho foi dividida em duas etapas: análise do sistema óptico e análise do sistema óptico completo, incluindo o sensor de imagem CCD. A análise de desempenho do sistema óptico isolado foi realizada por intermédio de um interferômetro, comparando-se os resultados obtidos na medição com os valores simulados. No entanto, nesta dissertação será abordada somente a análise do sistema óptico completo.

4.2.1.1 Função de transferência de modulação – MTF

A função de transferência de modulação, conhecida pela sigla em inglês MTF, é definida por Boreman (2001), como a magnitude da resposta de um sistema óptico para senóides de diferentes frequências espaciais, ou seja, representa o poder de contraste do sistema óptico para um objeto representado a uma dada frequência espacial. A Figura 4.1 exemplifica a resposta de um sistema óptico (imagem) para uma excitação na forma de barras paralelas (objeto).

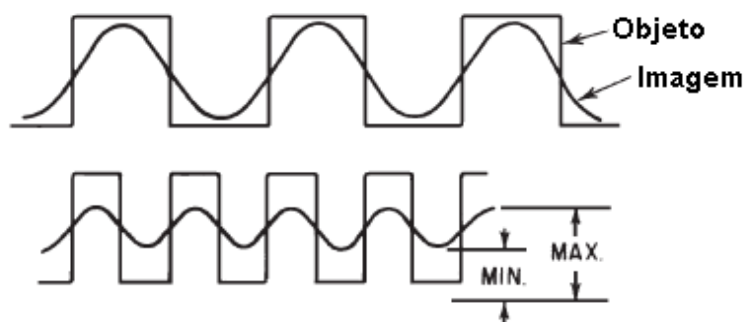


Figura 4.1 – Resposta de um sistema óptico para diferentes frequências espaciais

Fonte: Adaptação de Carvalho, 2006

Os resultados da MTF do sistema são expressos em pares de linhas por milímetro, lp/mm, ou seja, a magnitude da resposta do sistema para uma determinada quantidade de pares de linhas existentes na região delimitada por 1 milímetro. Para o sistema proposto, definiu-se que este deveria ser apto a capturar, com uma magnitude normalizada de ao menos

0,2, estruturas vasculares de 0,025 milímetros, ou seja, 40,0 lp/mm. Em função do cálculo da MTF ser realizada pelo próprio módulo de imagem do sistema, estão intrinsicamente inseridos aos cálculos as funções de transferência de modulação do sensor CCD bem como da eletrônica de condicionamento de sinais.

Diversas técnicas para aferição da resolução do sistema foram propostas, dentre elas, foram utilizadas: alvo de barras com diferentes frequências espaciais e resposta ao degrau (*knife edge*).

Na primeira técnica, o alvo era posicionado a uma distância de 1,0 metro da última lente do conjunto captadora. A partir da imagem capturada pelo próprio equipamento, verificava-se a mais alta frequência espacial em que as barras ainda eram visíveis. A partir disso, verificava-se com as ferramentas de cálculo de área do próprio *software* quantos pares de linhas visíveis existiam em um milímetro, resultando na resolução do sistema em pares de linha por milímetro (lp/mm). Este procedimento era realizado tanto para as barras horizontais quanto para as barras verticais. O alvo utilizado, USAF 1951 (Figura 4.2), vem sendo usado há décadas e está em conformidade com o padrão militar MIL-STD-150A (1961).

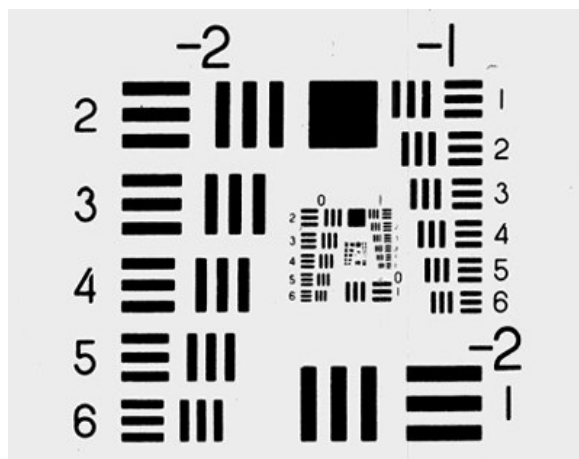


Figura 4.2 – Alvo para cálculo de resolução óptica

Fonte: <http://www.vinland.com/USAF-1951.html>

Este alvo, projetado há mais de cinco décadas, em função de sua distribuição não linear e fragmentada, não era adequado para algoritmos de medição automatizados. Além disso, este alvo fornece valores para cada uma de suas frequências de forma discreta, não sendo simples a tarefa de traçar a curva da MTF para diferentes frequências espaciais.

Em função destas deficiências apresentadas pelo alvo com barras, verificou-se que a técnica onde a necessidade de pré-processamento da imagem é menor, e curva contínua da MTF pode ser plotada, é mediante a utilização da imagem de um degrau (*edge*). Dentre as várias técnicas existentes para o cálculo da MTF, o degrau (ESF) é, na atualidade, o mais difundido (Samei, 2005). Diversas razões podem ser enumeradas para a ampla utilização do degrau para o cálculo da MTF. A primeira justificativa para sua utilização é a simplicidade de construção do alvo, visto que este não possui dimensões críticas, como o diâmetro reduzido na técnica que utiliza a função de espalhamento de ponto (PSF) e, no caso da função de espalhamento de linha (LSF), a largura da fenda. Além disso, quando comparado às técnicas de PSF e LSF, a ESF apresenta um fluxo de energia muito superior, tornando sua detecção mais conveniente. Uma desvantagem da ESF é que durante o cálculo do MTF é realizada uma derivada espacial, sendo, portanto, o ruído existente na imagem acentuado (Boreman, 2001).

No caso do sistema desenvolvido, pela possibilidade de aquisição de diversas imagens estáticas, este problema foi solucionado por meio do cálculo da média de diversas imagens e a utilização de uma janela no resultado da diferenciação espacial, sendo, portanto, calculada a MTF somente da região de transição em um sinal pouco ruidoso.

O alvo para cálculo de MTF (Figura 4.3) foi criado na empresa Opto Eletrônica e foi impresso a laser em uma impressora comercial. Optou-se pela confecção do alvo na própria empresa para que este pudesse ser inserido no *software*, possibilitando que, mesmo em campo, seu desempenho óptico fosse aferido, desde que seguidos os procedimentos.

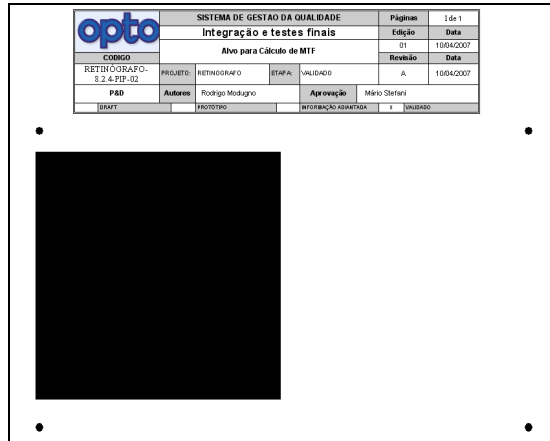


Figura 4.3 – Alvo para cálculo de MTF desenvolvido pela Opto Eletrônica S/A

A seguir é descrito, em cinco (5) sucintos passos, o algoritmo para cálculo da MTF que foi utilizado na avaliação da qualidade de imagem do sistema desenvolvido. Este algoritmo foi baseado no proposto por Carton (2005), sofrendo pequenas alterações para melhor se adequar ao projeto óptico do sistema desenvolvido.

- Passo 1: A partir da imagem resultante da média de outras 20 imagens, levanta-se o perfil da imagem na região de transição, ou seja, no degrau. Estes dados são então espacialmente diferenciados por meio da convolução do vetor da imagem com o vetor $(-1/2, 0, 1/2)$, sendo o resultado desta operação a LSF;
- Passo 2: Com o intuito de remover parte do ruído acentuado na diferenciação, cria-se uma janela contendo apenas os dados da transição do degrau, sendo estes inseridos em um vetor de 40 elementos. Esta transição é encontrada por intermédio do valor onde o vetor apresentou o maior valor de derivada;
- Passo 3: Para aumentar a resolução dos resultados, neste vetor são inseridos 1004 zeros no início e o mesmo número após o último dado da transição, gerando um vetor de 2048 elementos. Preencher com zeros não irá alterar o

resultado final, já que valores de derivada zero indicam não haver variação no sinal;

- Passo 4: A amplitude da transformada de Fourier é calculada por meio do algoritmo da FFT;
- Passo 5: O resultado é normalizado para obtenção do MTF e plotado em um gráfico.

A Figura 4.4 exibe a tela do *software*, apresentando uma curva típica de MTF do sistema desenvolvido.

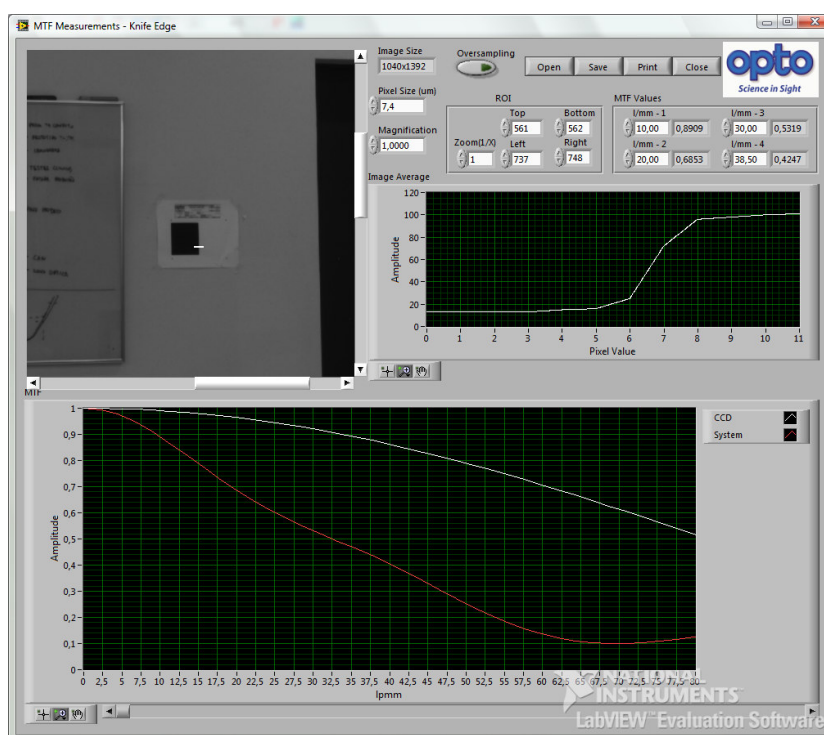


Figura 4.4 – Curva de MTF calculada a partir de foto capturada pelo equipamento

As curvas da MTF foram levantadas para cinco regiões do FOV do equipamento, sendo elas: central, superior, inferior, lateral-direita e lateral-esquerda. A Tabela 4.2 apresenta os valores da MTF, em 40,0 lp/mm, realizada nos 3 três primeiros protótipos montados.

Tabela 4.2 – MTF do sistema óptico de captação

<i>Região do FOV</i>	<i>Protótipos</i> <i>(MTF em 40,0 lp/mm)</i>		
	Protótipo 1	Protótipo 2	Protótipo 3
Central	0,41	0,42	0,39
Superior	0,39	0,30	0,39
Inferior	0,39	0,41	0,41
Lateral-direita	0,32	0,39	0,33
Lateral-esquerda	0,32	0,38	0,33

Os resultados acima demonstram que os requisitos de desempenho óptico não só foram atingidos, pois a amplitude da resposta para a frequência estabelecida é superior a 0,20 em todas as cinco regiões estabelecidas, mas estão em média 85% acima do especificado, ou seja, um valor médio de amplitude de 0,372 a 40,0 lp/mm. Estes resultados garantem que o equipamento poderá capturar imagens onde, mesmo os menores detalhes presentes na imagem do fundo de olho, poderão ser analisados com elevado nível de contraste, possibilitando um diagnóstico seguro e preciso.

A Tabela 4.3 exhibe as especificações técnicas finais do sistema desenvolvido. Na Subseção 4.3 é realizada uma comparação entre as especificações do sistema desenvolvido e as de outros três (3) equipamentos disponíveis no Brasil.

Tabela 4.3 – Especificações do Retinógrafo desenvolvido

<i>Especificações</i>	<i>Observações</i>
Modo de operação	Midriático
Ângulo de abertura	45°
Tamanho mínimo da pupila	4,0mm
Resolução do Sensor	2048x2048 – 4,0Megapixel
Compensação de dioptrias	±12
Fonte de iluminação	Halógena 150 W
Tipos de exames realizados	quatro tipos: Retinografia colorida e anérita e angiografia fluoresceínica e com indocianina verde

4.3 Comparativo entre Equipamentos

Dentre os sistemas existentes no mercado, todos apresentam vantagens e desvantagens quando comparados ao sistema desenvolvido; no entanto, o período de manutenção dos demais equipamentos, por serem importados, é sempre maior quando comparado ao equipamento desenvolvido.

A seguir serão comparadas as funcionalidades de três sistemas existentes no mercado. Foram selecionados somente os sistemas digitais por serem os equipamentos com os quais o sistema desenvolvido compete diretamente. Dentre os três modelos abaixo, somente o Zeiss Visucam possui preço próximo ao do sistema desenvolvido, ou seja, aproximadamente US\$ 40.000,00. Os outros dois equipamentos, Canon e Topcon, possuem preços estimados na faixa de US\$ 75.000,00 e US\$ 60.000,00 respectivamente.

Todos estes equipamentos possuem *softwares* de processamento e armazenamento de dados do paciente e imagens; no entanto, por questões comerciais, seus fabricantes não fornecem o equipamento acompanhado destes aplicativos.

4.3.1 Zeiss Visucam

Assim como o sistema desenvolvido, este equipamento (Figura 4.5) realiza capturas de imagens sem a necessidade de flash, reduzindo substancialmente o desgaste do paciente durante a realização do exame.



Figura 4.5 – Retinógrafo Zeiss Visucam

A Tabela 4.4 a seguir exhibe as especificações do equipamento. Algumas especificações não são divulgadas pelo fabricante no prospecto do equipamento.

Tabela 4.4 – Especificações Zeiss Visucam

<i>Especificações</i>	<i>Observações</i>
Modo de operação	Midriático
Ângulo de abertura	45°
Tamanho mínimo da pupila	Não divulgado
Resolução do Sensor	1024x768 – 0,8 Megapixel
Compensação de dioptrias	Não divulgado
Fonte de iluminação	Não divulgado
Tipos de exames realizados	três tipos: Retinografia colorida e anérita e angiografia fluoresceínica

Baseando nas especificações acima, observa-se que tanto o ângulo de abertura quanto o modo de operação do equipamento (tipo não midriático) são equivalentes ao equipamento descrito nesta dissertação. No entanto, o sistema desenvolvido realiza tanto angiografias fluoresceínicas quanto com indocianina verde (ICG), enquanto o Zeiss Visucam não realiza o último procedimento citado. Além disso, a resolução do sensor, de 0,8 Megapixels, é consideravelmente menor se comparada ao de 4,0 Megapixels do sistema desenvolvido.

O *software* VISUPAC, que não acompanha o produto, permite que as imagens sejam transferidas do equipamento diretamente para um microcomputador, permitindo edição e processamento das imagens.

4.3.2 Canon CR-DGi

O equipamento Canon, modelo CR-DGi (Figura 4.6), pode ser considerado um dos equipamentos mais modernos e completos do mercado. Seu modo de operação não midriático

elimina a necessidade de uso de colírios midriáticos⁴, reduzindo o tempo pré-exame e diminuindo o desconforto do paciente no decorrer do exame. Seu ângulo de abertura, compensação de dioptrias e tamanho mínimo de pupila são equivalentes às especificações do sistema desenvolvido.



Figura 4.6 – Retinógrafo Canon CR-DGi

A Tabela 4.5 apresenta as especificações técnicas do equipamento.

Tabela 4.5 – Especificações Canon CR-DGi

<i>Especificações</i>	<i>Observações</i>	
Modo de operação	Não-midriático	
Ângulo de abertura	45°	
Tamanho mínimo da pupila	4,0 mm	
Resolução do Sensor	6,3 Megapixels	
Compensação de dioptrias	-12 à +15	
Fonte de iluminação	12V/50W	Flash de 300W durante capturada da imagem
Tipos de exames realizados	Quatro tipos: Retinografia colorida e anérita e angiografia fluoresceínica e com indocianina verde	

Como a maioria dos equipamentos existentes, o Canon CR-DGi utiliza um flash de 300W para a captura da imagem, sendo este um fator que causa grande desconforto ao paciente. Sua resolução de 6,3 Megapixels, maior que a do sistema desenvolvido, garante

⁴ Estes colírios causam a Dilatação da pupila em função da contração do músculo dilatador da pupila. São utilizados geralmente para avaliações de fundo de olho a fim de evitar que a íris se contraia quando exposta a grande intensidade luminosa.

imagens de excelente qualidade, mesmo quando selecionadas determinadas regiões da imagem para ampliação. Este equipamento realiza todos os tipos de exames, assim como o sistema descrito nesta dissertação.

A sua ressalva é o elevado custo quando comparado aos três equipamentos aqui relacionados, além da necessidade de compra do *software* Eye Q para impressão, processamento das imagens e gerenciamento de banco de dados dos pacientes.

4.3.3 Topcon TRC-NW200

O retinógrafo Topcon TRC-NW200 (Figura 4.7) possui a capacidade de capturar imagens com pupilas de diâmetros de até 3,7mm, sendo o menor dentre os equipamentos aqui comparados. Assim como o Canon CR-DGi, seu modo de operação não midriático apresenta as mesmas vantagens já citadas no item anterior. Seu ângulo de abertura e compensação de dioptrias é semelhante ao do sistema desenvolvido.



Figura 4.7 – Retinógrafo TRC-NW200

A Tabela 4.6 apresenta as especificações técnicas do equipamento.

Tabela 4.6 – Especificações Topcon TRC-NW200

<i>Especificações</i>	<i>Observações</i>		
Modo de operação	Não midriático		
Ângulo de abertura	45°		
Tamanho mínimo da pupila	3,7 mm		
Resolução do Sensor	3,15 Megapixels		
Compensação de dioptrias	-13 à +12		
Fonte de iluminação	Não divulgado	Utiliza flash	durante captura
Tipos de exames realizados	Dois tipos: Retinografia colorida e anérita		

Sua câmera de 3,15 Megapixels também permite a ampliação de determinadas áreas da retina, porém, com qualidade inferior ao Canon CR-DGi e ao equipamento descrito nesta dissertação. A principal deficiência deste equipamento é o fato de não realizar nenhum tipo de angiografia, sendo portanto, indicado somente para documentação retinal, fato que restringe significativamente suas aplicações.

Assim como os demais equipamentos citados, seu aplicativo de gerenciamento de banco de dados e processamento de imagens, denominado ImageNet, não acompanha o produto.

5 Conclusões e continuidade do trabalho

5.1 Conclusões Gerais

O projeto e fabricação de um retinógrafo digital foi um grande desafio tecnológico. A complexidade dos sistemas óptico e mecânico gerou um grande impacto nas respectivas áreas de desenvolvimento. As peças mecânicas e elementos ópticos do sistema desenvolvido exigiram uma qualidade de manufatura que não era necessária para os demais produtos até então fabricados. Este aprimoramento das técnicas de manufatura, além do conhecimento adquirido no decorrer do projeto, permite que no futuro produtos médicos-oftálmicos de ainda maior complexidade sejam também projetados e produzidos.

O sistema desenvolvido atingiu todos os requisitos propostos, fossem eles ópticos, mecânicos ou de *software*. Mesmo tendo sido realizada uma análise profunda dos desafios em se produzir um equipamento de tamanha complexidade, alguns dos requisitos inicialmente estabelecidos foram reavaliados e, em alguns casos, alterados no decorrer do projeto. Um exemplo foi a retirada do requisito mecânico de mais um grau de liberdade de movimento do equipamento, conhecido como *tilt*, que em função de sua complexidade teria um impacto muito grande tanto no tempo de projeto do equipamento como em seu custo final.

Já alguns requisitos foram atingidos com considerável folga, resultando num sistema com características melhores que as esperada inicialmente, como, por exemplo, a câmera de 4,0 Megapixels, que supera em quatro vezes o requisito inicial, que era de utilizar um sensor de pelo menos 1,0 Megapixels. No entanto, pode-se considerar que estas mudanças de requisitos são ocorrências intrínsecas de projetos de alta tecnologia e de longo prazo, sendo que as mesmas não chegaram a atrasar o cronograma estimado de desenvolvimento.

5.2 Trabalhos Futuros

Em função da grande competitividade entre os equipamentos de retinografia existentes no mercado e do rápido avanço tecnológico que se testemunha atualmente, torna-se imprescindível que o equipamento proposto nesta dissertação receba melhorias que mantenham sua competitividade. Deve-se considerar também o conhecimento e a agregação de valor adquiridos durante seu desenvolvimento, os quais permitem hoje implementar soluções técnicas e de *software* ainda mais elaboradas.

A seguir são relacionados alguns dos trabalhos e projetos que podem ser desenvolvidos como continuidade deste projeto.

5.2.1 Mosaico de imagens

A criação de mosaicos a partir de fotos capturadas de diversas regiões da retina permitem uma visualização geral desta em uma única imagem. A proposta para este trabalho é que sejam desenvolvidos algoritmos especializados que realizem esta montagem de forma totalmente automática, sem que as regiões onde as fotos são unidas fiquem evidentes.

5.2.2 Modo conforto

O modo conforto permitirá, por meio de diferentes ajustes de câmera, como por exemplo o modo *binning*⁵, realizar a visualização utilizando aproximadamente $\frac{1}{4}$ da potência luminosa atual, que atualmente é de aproximadamente seis mil lux durante a realização de um exame colorido.

⁵ combinar a energia dos fótons captados dos pixels adjacentes, resultando, efetivamente, em um pixel maior e consequentemente mais sensível

5.2.3 Sistema óptico de alto desempenho

Atualmente existem equipamentos de retinografia equipados com câmeras digitais de até 16,1 Megapixels. Desta forma, deve-se almejar que o projeto óptico seja otimizado para sensores de alta resolução. As especificações iniciais visam à utilização de sensores quadrados de 10,0 Megapixels de resolução, resultando em alterações de grande impacto no projeto óptico e de *software*.

5.2.4 Captura não-midrática

Com o passar do tempo, equipamentos de captura não-midrática deverão se tornar um padrão entre os retinógrafos. Dentre as dificuldades encontradas destaca-se o grande desafio do projeto óptico, em função da diferente dispersão entre os comprimentos de onda do espectro eletromagnético que abrangem desde o azul até o infravermelho próximo.

5.2.5 Sistema óptico telecêntrico

Sistemas ópticos telecêtricos não apresentam diferenças na magnificação da imagem quando alterada a posição de foco. O uso de um sistema óptico telecêntrico irá aumentar a precisão das funções de auxílio ao diagnóstico, como área absoluta e área relativa. Novamente, o desafio será adequar o projeto óptico para este requisito.

5.2.6 Captura estereoscópica

Para o desenvolvimento de um equipamento capaz de realizar captura estereoscópica (Subseção 2.3.4) deve-se, dentre as diferentes arquiteturas existentes, definir qual será empregada e adequar o projeto do sistema desenvolvido.

5.2.7 Sistemas de apoio à decisão

Este sistema deverá, através de rotinas de processamento de imagens e métodos computacionais, realizar um mapeamento da retina e detectar regiões como a fóvea, o nervo óptico e dividir as zonas de interesse da retina. A partir destes dados, o *software* deverá determinar o possível grau de severidade de retinopatias em função de sua localização em relação às zonas de interesse.

5.2.8 Módulo de telemedicina

Este módulo permitirá que tanto as imagens quanto as informações contidas no banco de dados do equipamento sejam acessadas remotamente. Este acesso pode ser dentro de uma rede local, onde o médico poderá verificar as imagens junto ao paciente em uma outra sala, ou mesmo através da internet, sendo possível acessar os exames de qualquer local. Esse módulo deverá seguir alguns padrões estipulados para imagens médicas para que o equipamento possa ser utilizado também com *softwares* de terceiros.

REFERÊNCIAS*

ATCHISON, D. A. **Optics of the Human Eye**. Primeira edição. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2000. 269 p.

BOREMAN, G. D. **Modulation Transfer Function in Optical and Electro-Optical Systems**. Bellingham. SPIE Press, 2001. 110 p.

CANON. Canon Retinal Imaging System. Disponível em <<http://www.retinalcamera.com/>>. Acesso em: 30 Set. 2007

CARTON, A. K. et al. Validation of MTF measurement for digital mammography quality control. **Medical Physics**, v. 32, n. 6, p. 1684-1695, jun. 2005.

CARVALHO, E. G. **Desenvolvimento de um Sistema Óptico para Retinografia e Angiografia Digital**. 2006. 83 p. Dissertação (Mestrado em Física) – Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2006.

DANTÉS, D; SIQUEIRA, R. **Angiografia da Retina**. Revinter, 2004. 273 p.

DELORI, F. C.; BEN-SIRRA, I. Excitation and emission spectra of fluorescein dye in the human ocular fundus. **Investigative Ophthalmology and Visual Science**. V. 14, p. 487-491, jun. 1975.

FLOWER, R.W. Injection technique for indocyanine green and sodium fluorescein dye angiography of the eye. **Investigative Ophthalmology and Visual Science**. v. 12, p. 881-895, dez. 1973.

FOUNDATION FIGHTING BLINDNESS. Age-Related Macular Degeneration. Disponível em: <<http://www.blindness.org/content.asp?id=46>>. Acesso em: 05 Set. 2007.

* De acordo com:

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6023**: informação e documentação: referências: elaboração. Rio de Janeiro, 2002.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. Número de Empresas que investiram em inovações tecnológicas aumentou em todo o país. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/noticia_visualiza.php?id_noticia=941>. Acesso em: 06 Set. 2007.

KINGSLAKE, R. **Optical System Design**. Quarta edição. Londres: Academic Press Inc., 1983. 323 p.

LANDSMAN, M. L. et al. Light-absorbing properties, stability, and spectral stabilization of indocyanine green. **Journal of Applied Physiology**. v. 40, p. 575–583, abr. 1976.

LITWILLER, D. CCD vs. CMOS: facts and fiction. **Photonics Spectra**, p. 154-158, jan. 2001

MALACARA, D; MALACARA, Z. **Handbook of Lens Design**. Primeira edição. New York: Marcel Dekker, 1994. 649 p.

MIL-STD-150A. Military Standard: Photographic Lenses. Revisão A. jun. 1961.

NOHDA, M. **Fundus observation and photographing optical system**. United States Patent no. 4322137, 30 de Março de 1982.

OCCIPITAL INC. Robert Moore e George Hopkins II. **CCD camera and method for fundus imaging**. United States Patent no. 5140352, 18 de Agosto de 1992.

SAMEI, E. et al. Comparison of edge analysis techniques for the determination of the MTF of digital radiographic system. **Physics in Medicine and Biology**, v. 50, p. 3613-3625, jul. 2005.

SANTOS JÚNIOR, D. **Implementação de Processo de Software Para Teste de Equipamentos Aeroespaciais**. 2007. 180 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Departamento de Engenharia Elétrica, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2007.

SIQUEIRA, R. Como Funciona a Visão. Disponível em: <<http://www.rubenssiqueira.com.br>>. Acesso em: 17 Out. 2007;

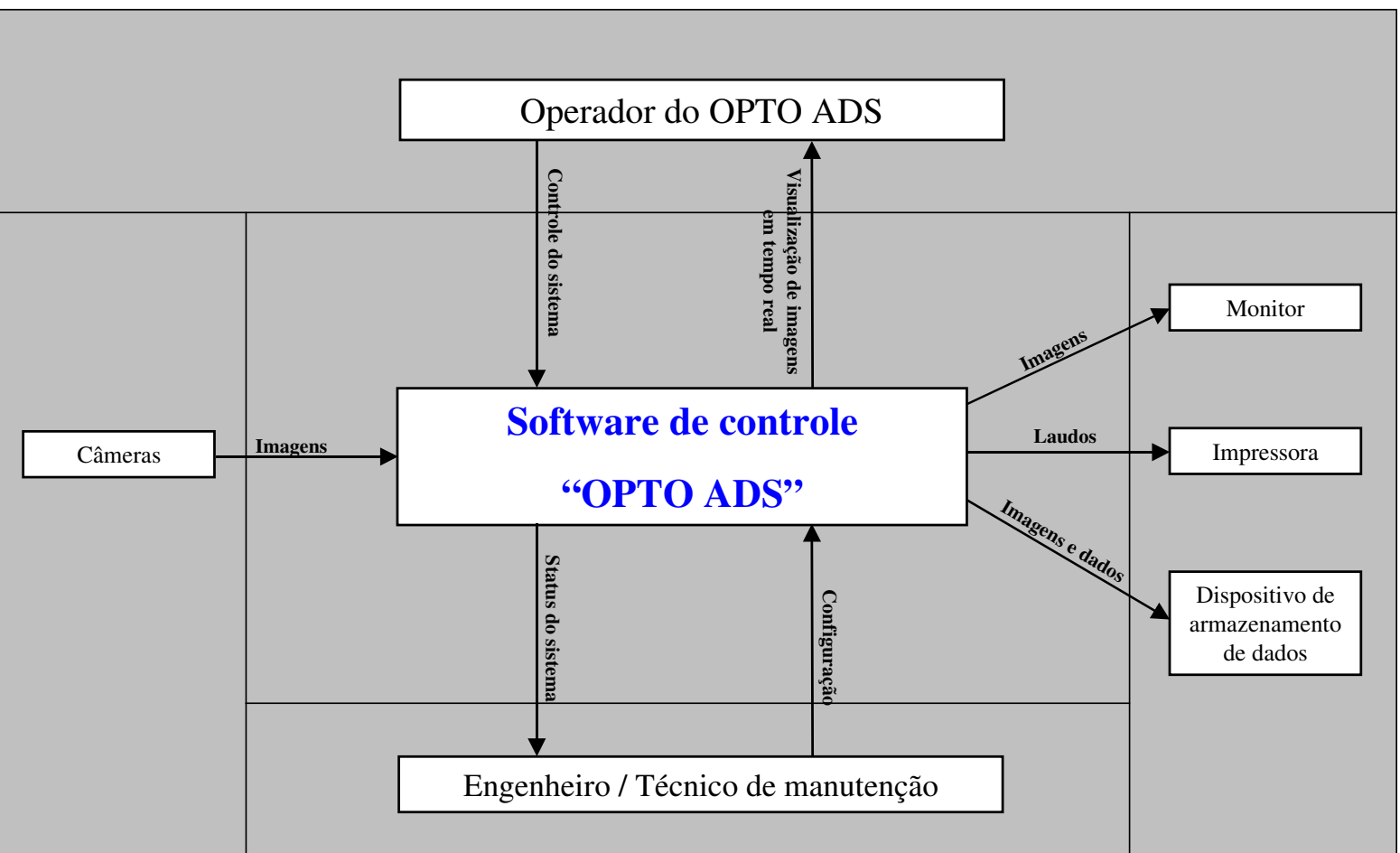
SMITH, W. J. **Modern Optical Engineering**. Terceira edição. New York: McGraw-Hill, 2000. 617 p.

TORRES, R. J. A. et al. Angiografias: segurança x economia. **Arquivos Brasileiros de Oftalmologia**, v. 69, no. 06, p. 837-843, nov./dez. 2006.

YORSTON, D. Retinal Diseases and VISION 2020. **Community Eye Health Journal**. v. 16, no. 46, p. 19-20, 2003.

Anexos

Anexo I – Diagrama de Arquitetura do Software

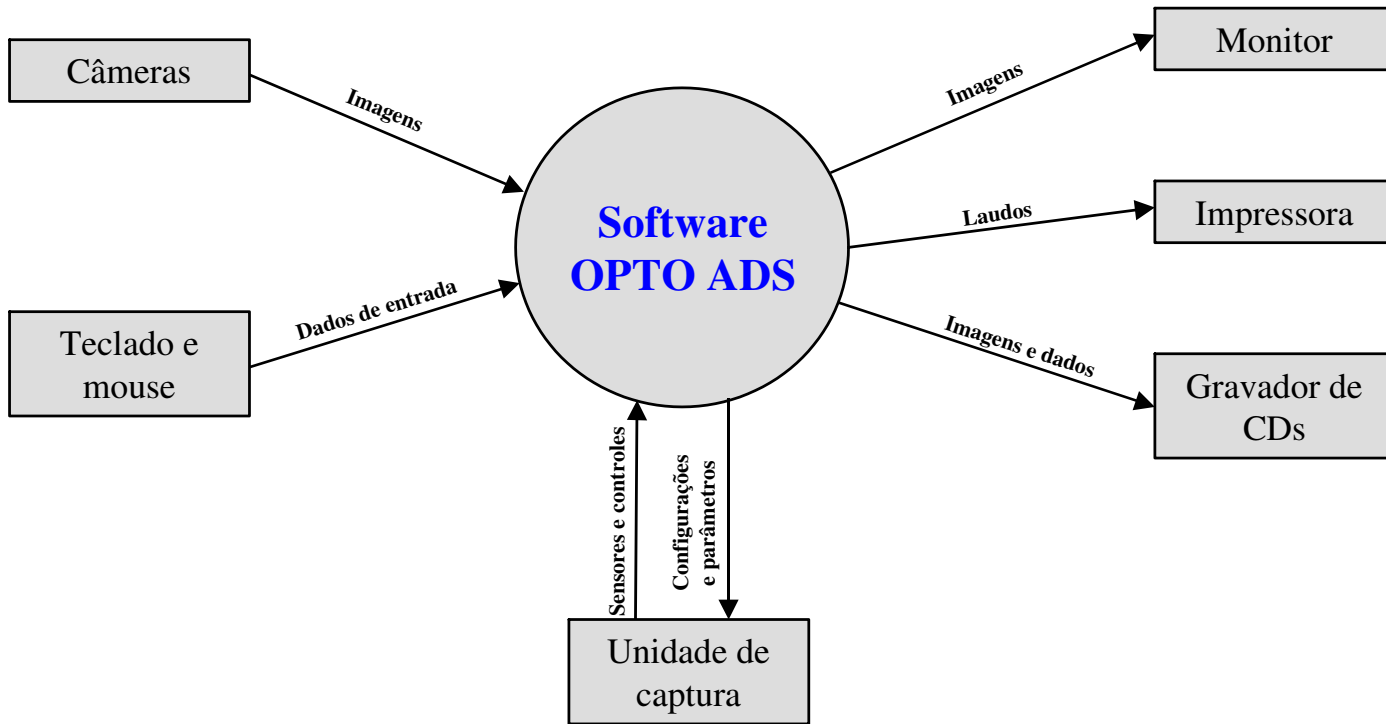


Software "OPTO ADS":
Diagrama de arquitetura

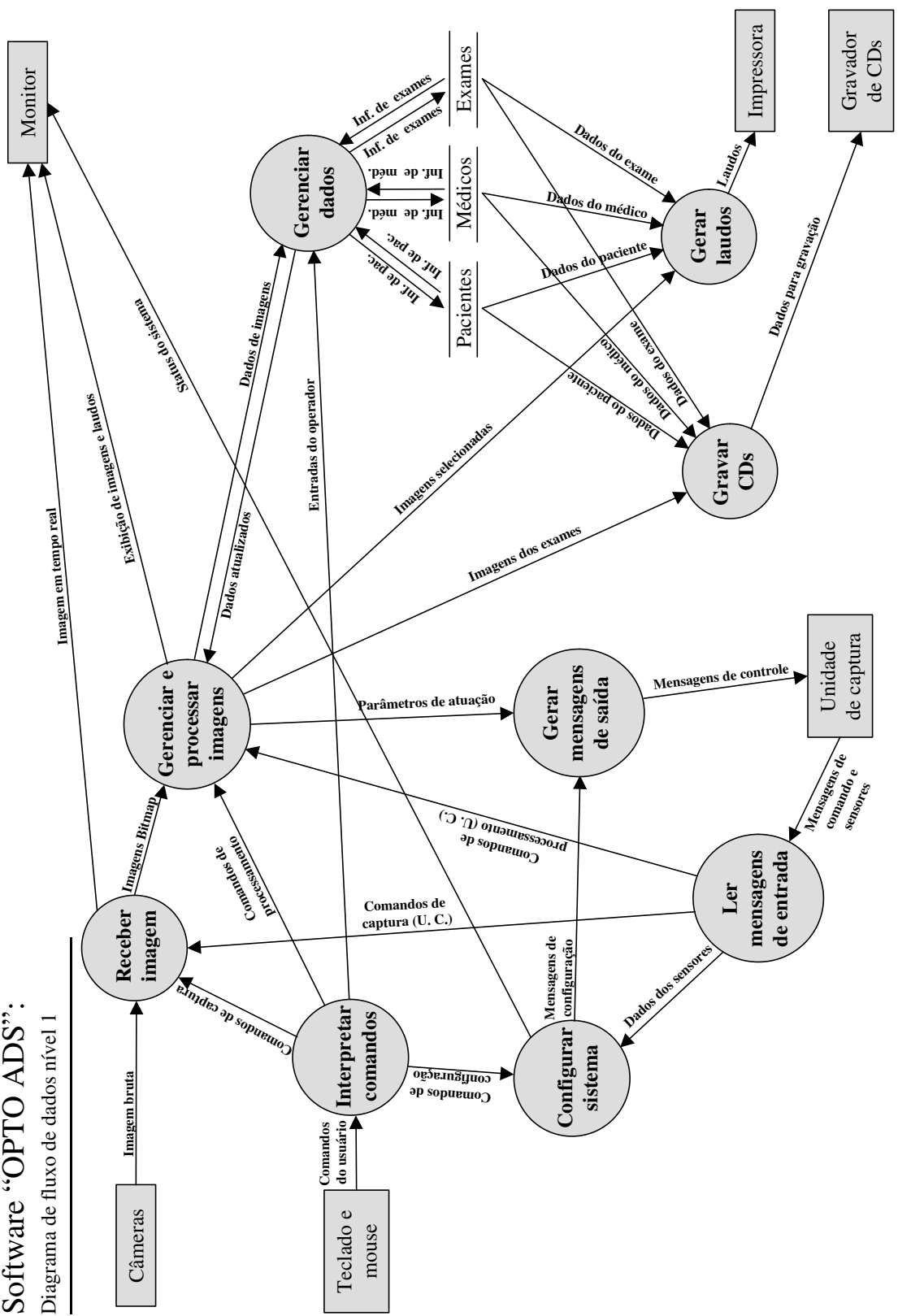
Anexo II – Diagramas de Fluxo de Dados do Software de Controle

Software “OPTO ADS”:

Diagrama de fluxo de dados nível 0 (Nível de contexto)

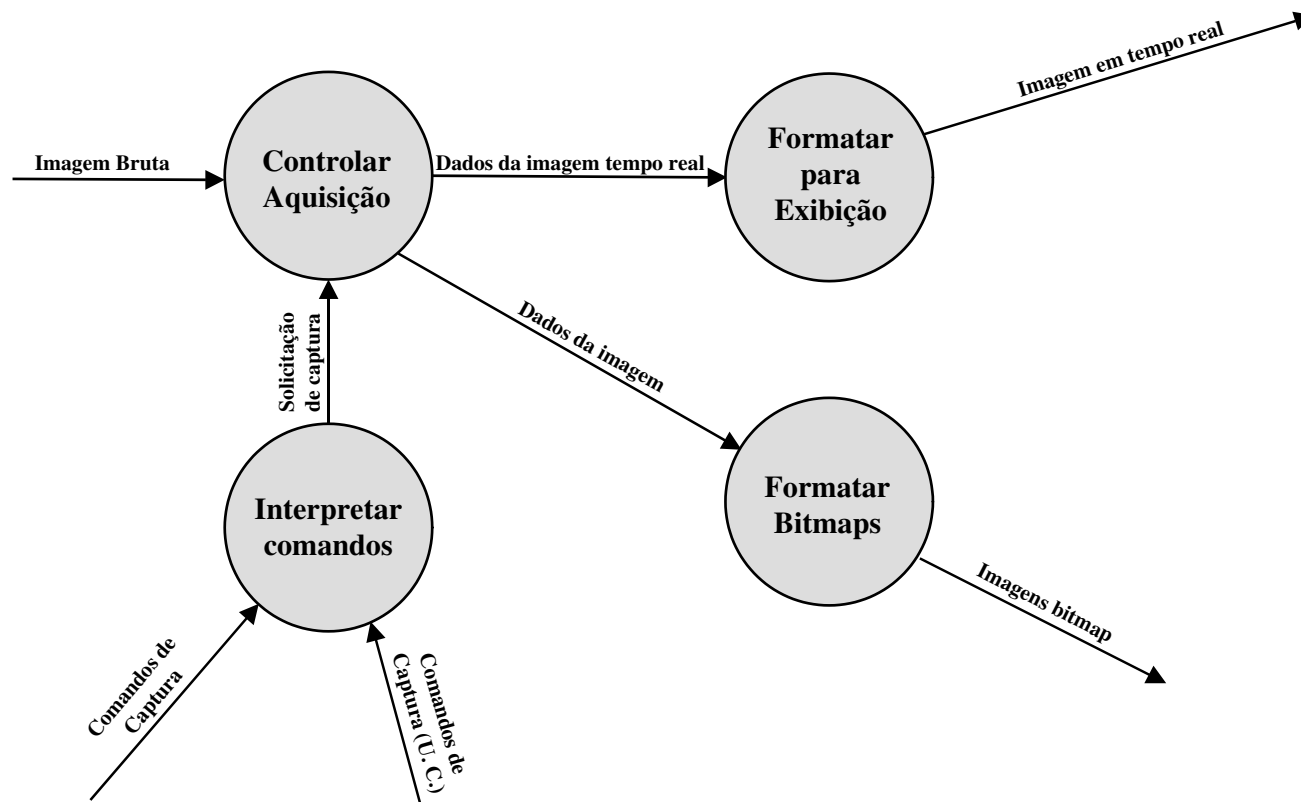


Software "OPTO ADS":
Diagrama de fluxo de dados nível 1



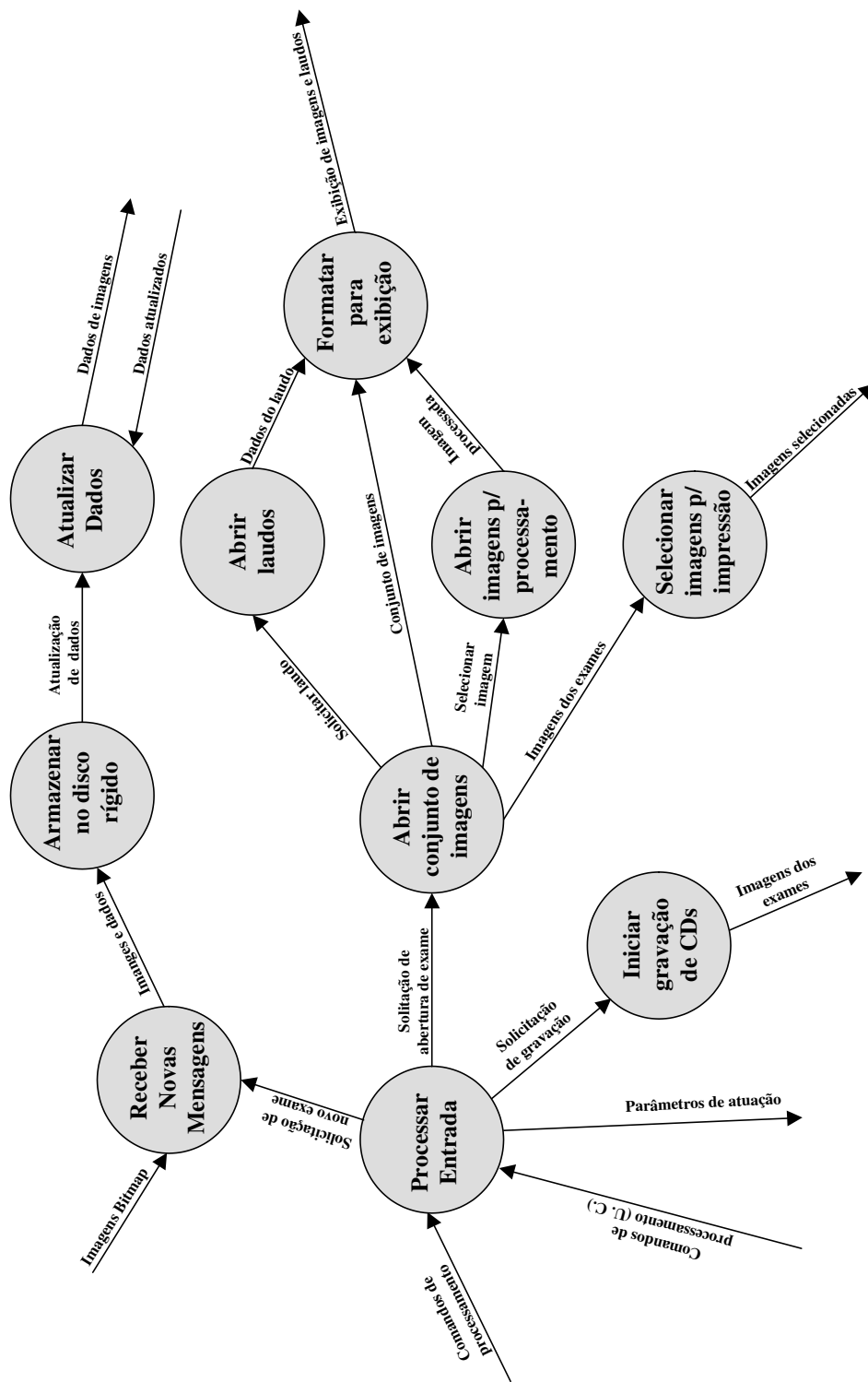
Software “OPTO ADS”:

D.F.D. nível 2: Refinando processo “Receber Imagem”



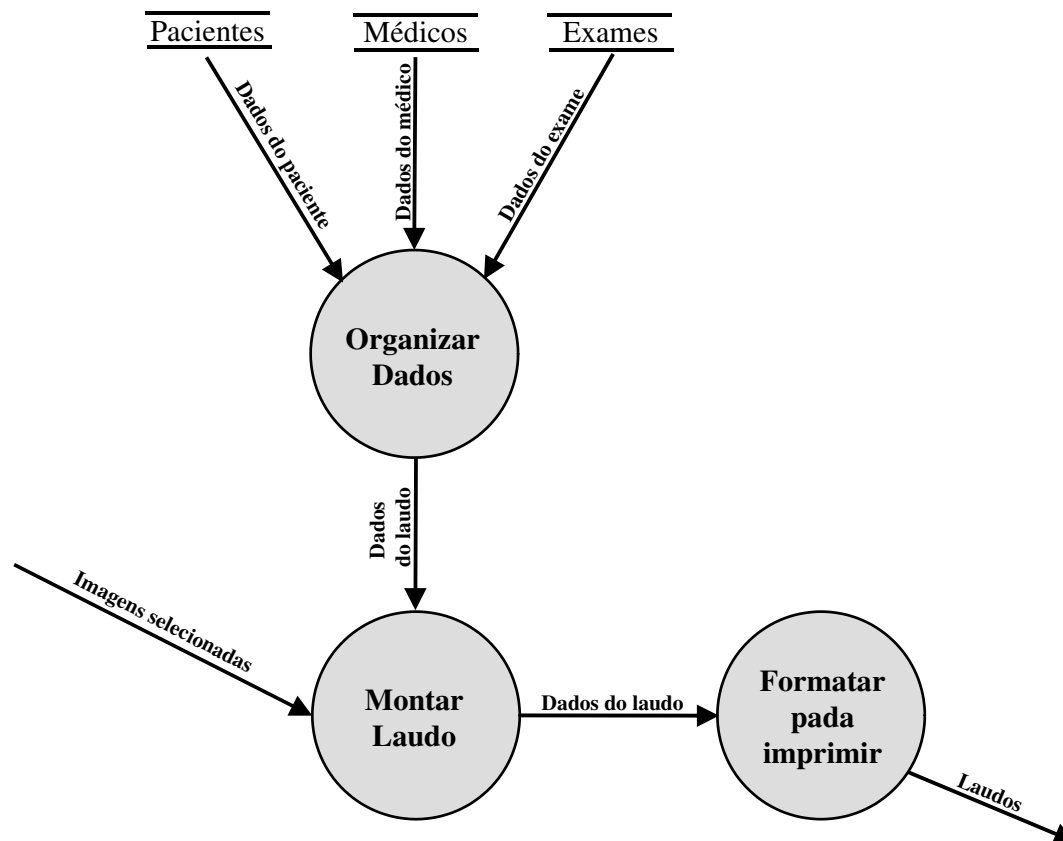
Software “OPTO ADS”:

D.F.D. nível 2: Refinando processo “Gerenciar e processar imagens”



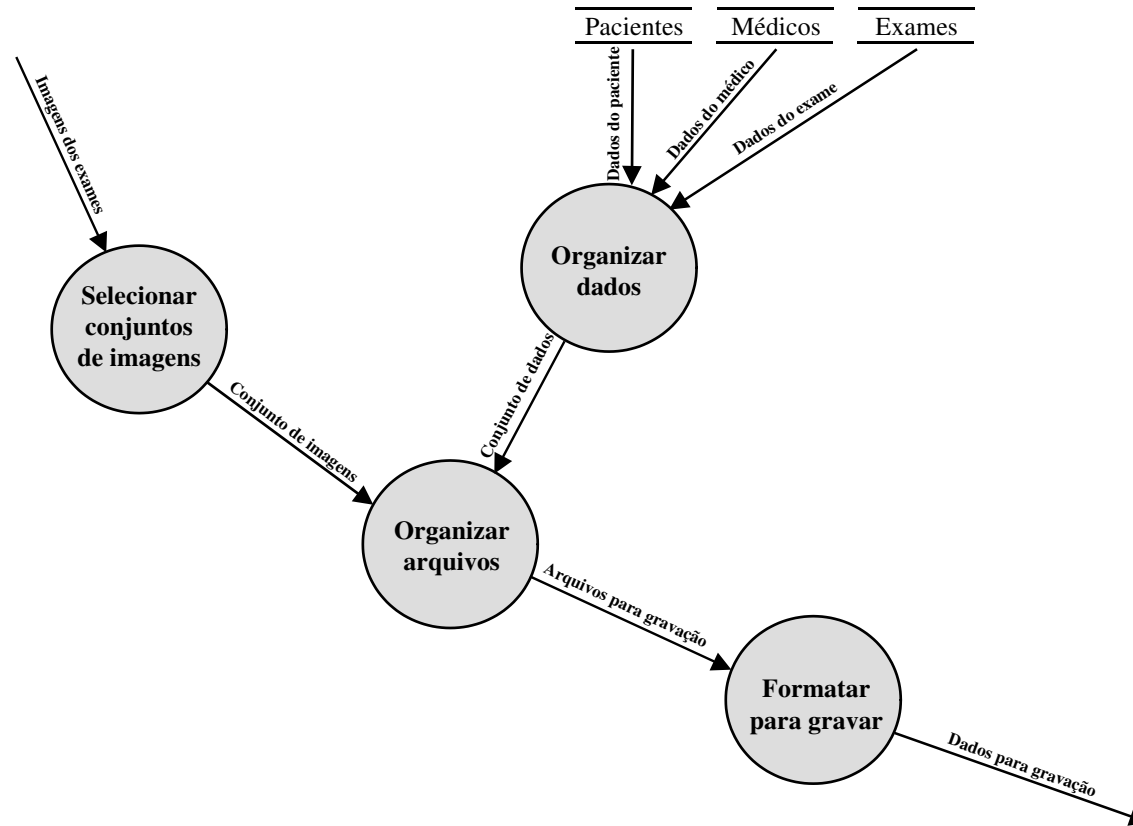
Software “OPTO ADS”:

D.F.D. nível 2: Refinando processo “Gerar Laudos”

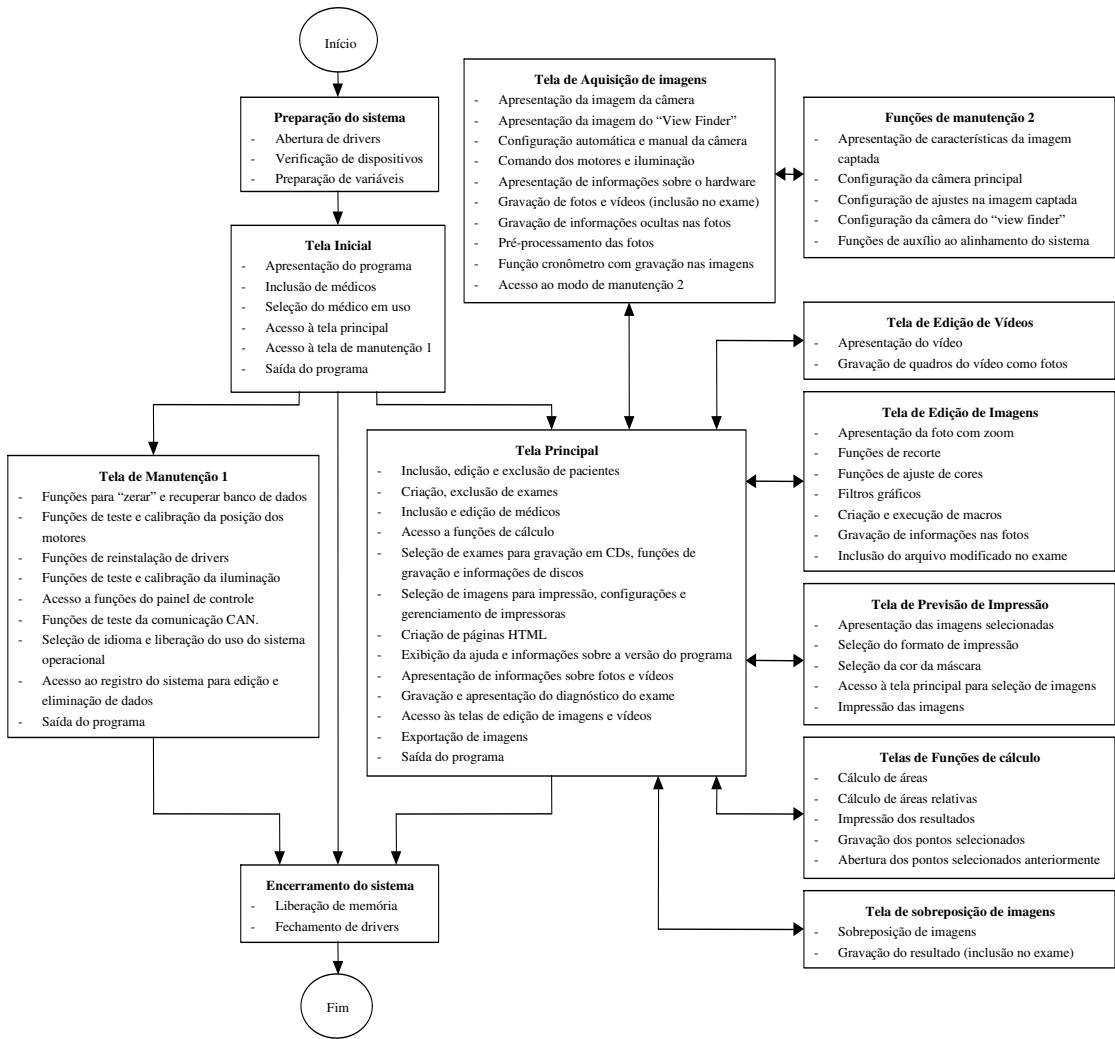


Software “OPTO ADS”:

D.F.D. Nível 2: Refinando processo: “Gravar CDs”



Anexo III – Estrutura do Programa



Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)