

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

LUCAS PLAUTZ PRESTES

**INSTRUMENTO PORTÁTIL PARA AQUISIÇÃO,
DIGITALIZAÇÃO E PROCESSAMENTO DE IMAGENS A SER
APLICADO NA AVALIAÇÃO DO SISTEMA DE EQUILÍBRIO
HUMANO.**

Porto Alegre
2013

LUCAS PLAUTZ PRESTES

**INSTRUMENTO PORTÁTIL PARA AQUISIÇÃO,
DIGITALIZAÇÃO E PROCESSAMENTO DE IMAGENS A SER
APLICADO NA AVALIAÇÃO DO SISTEMA DE EQUILÍBRIO
HUMANO.**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dario F. G. de Azevedo, Ph.D.

Porto Alegre
2013

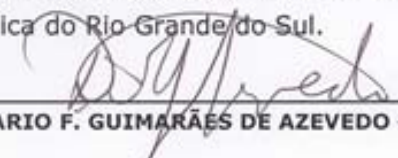


Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
FACULDADE DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**INSTRUMENTO PORTÁTIL PARA AQUISIÇÃO,
DIGITALIZAÇÃO E PROCESSAMENTO DE IMAGENS A SER
APLICADO NA AVALIAÇÃO DO SISTEMA DE EQUILÍBRIO
HUMANO**

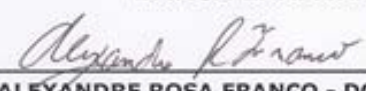
CANDIDATO: LUCAS PLAUTZ PRESTES

Esta Dissertação de Mestrado foi julgada para obtenção do título de MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

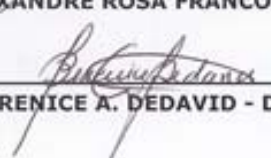


DR. DARIO F. GUIMARÃES DE AZEVEDO - ORIENTADOR

BANCA EXAMINADORA



DR. ALEXANDRE ROSA FRANCO - DO PPGE/FENG - PUCRS



DRA. BERENICE A. DEDAVID - DO PGETEMA/FENG - PUCRS

PUCRS

Campus Central
Av. Ipiranga, 6681 - Prédio 30 - Sala 103 - CEP: 90619-900
Telefone: (51) 3320.3540 - Fax: (51) 3320.3625
E-mail: engenharia.pg.eletrica@pucrs.br
www.pucrs.br/feng

Se olhares a realidade
escondida pela beleza da
visão de um turista
encontrará a verdade.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais e familiares pelo grande incentivo em minha educação e formação como cidadão.

Agradeço a minha noiva, Patricia Soares Marques, pelo incentivo incondicional durante minha formação.

Agradeço ao meu orientador, Dario F. G. de Azevedo, Ph.D. por investir no meu potencial e ajudar no crescimento profissional e educacional.

Agradeço aos colegas e amigos, Eng Alexandre Bregolin, Monica Martins e Patricia Cunha por todo o apoio incondicional durante a realização desta dissertação.

Agradeço ao professor Juarez S. Correa, M.Sc. pelos ensinamentos únicos que levarei para a vida.

Agradeço ao professor Dr. Rubem Dutra R. Fagundes pelo apoio incondicional durante minha formação.

Agradeço a todos os integrantes do MICROG, que sempre estiveram dispostos a ajudar quando necessário.

Agradeço a todos os integrantes do LABIMA, que sempre estiveram dispostos a ajudar com apoio incondicional quando necessário.

Agradeço a CAPES, que financiou e propiciou a pesquisa aqui presente.

RESUMO

Este trabalho descreve um novo instrumento de análise do equilíbrio humano para o estudo da fisiologia do sistema vestibular, apoio ao diagnóstico, evolução do paciente no processo adaptativo de fisioterapia e transtornos do sistema vestibular. Várias técnicas utilizadas para avaliar o equilíbrio são subjetivas, imprecisas e invasivas. Neste trabalho foi desenvolvido um equipamento para medir objetivamente o equilíbrio humano de modo não invasivo e com precisão adequada. As metas deste trabalho foram: (1) Aperfeiçoar as técnicas de processamento de imagens, (2) Reduzir os custos de produção do equipamento, (3) Facilitar sua mobilidade, (4) Desenvolver uma arquitetura de software robusta, escalável e de fácil manutenção.

O sistema vestibular localiza-se no ouvido interno, sendo responsável pela manutenção do equilíbrio. O sistema vestibular é principalmente composto por uma rede de tubos chamados canais semicirculares, os quais são estimulados por movimentos seletivos da cabeça. Através do reflexo vestibulo-motor, são induzidos movimentos oculares correspondentes ao movimento de cabeça realizado.

As imagens dos movimentos oculares foram adquiridas por câmeras de vídeo, sob iluminação infravermelha. As câmeras foram adaptadas em um óculos com isolamento de luz externa desenvolvido para propiciar este trabalho. As imagens das câmeras são digitalizadas por uma placa de captura externa e processadas em tempo real por um algoritmo desenvolvido para, quadro a quadro, localizar o centro da pupila. A localização do centro da pupila em resposta ao estímulo vestibulo-ocular é representada graficamente, para interpretação pelo médico especialista.

Os testes realizados comprovam a eficiência e robustez do algoritmo no cálculo de centro de pupila nas suas mais diversas variações. Os testes abrangem as mais diversas variações da pupila e distorções elípticas oculares com o adicional de reflexos ocasionados por fontes de iluminação. Todos os testes obtiveram erro, desprezível, comprovando assim sua eficiência e cumprindo o seu objetivo.

ABSTRACT

This thesis describes a new human balance analysis instrument for studies on the physiology of the vestibular system, support for diagnostics, patient evolution in treatment and in the adaptation process of physiotherapy and vestibular disorders. Various techniques used to evaluate balance are subjective, imprecise and invasive. In the present work, a device has been developed to objectively measure human balance in a non-invasive manner with adequate precision. The objectives of this thesis were: (1) to improve image processing techniques, (2) to reduce equipment production costs, (3) to facilitate portability, (4) to develop a robust, scalable and easily maintained software architecture.

The vestibular system is located in the inner ear, and it is responsible for maintaining balance. The vestibular system is composed mainly of a network of tubes called semicircular canals, which are stimulated by selective head movements. Through vestibular-motor reflexes, eye movements are induced which correspond to head movement.

The images of the eye movements are acquired by video cameras, under infrared illumination. The cameras are mounted to glasses isolated from external light developed for the purposes of this research. The camera images are digitalized by an external capture card and processed in real time by an algorithm developed to, frame by frame, locate the center of the pupil. The location of the center of the pupil in response to the vestibulo-ocular stimulus is plotted into a graph, to then be interpreted by a medical specialist.

The tests carried out prove the efficiency and robustness of the algorithm in calculating the center of the pupil with a broad range of variations. The tests include a number of variations of the pupil and elliptical eye distortions with additional reflections occasioned by sources of illumination. All tests had a negligible error, thus proving their efficiency and meeting their objective.

LISTAS DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1.1 – Representação da imagem digital	18
Figura 2.1.2 – Representação de vizinhança de um pixel	19
Figura 2.1.3 – Figura do olho humano com o seu respectivo histograma adquirido pelo software de teste desenvolvido pelo autor.....	20
Figura 2.1.4 – Representação de quatro imagens com seus respectivos histogramas	21
Figura 2.1.5 – Montagem realizada com base na imagem de bactérias isoladas	22
Figura 2.1.6 – Espectro da energia eletromagnética	23
Figura 2.1.7 – Esquema do sensor CCD	24
Figura 2.1.8 – O olho humano em corte lateral	24
Figura 2.1.9 – Vistas de topo e lateral respectivamente dos músculos extraoculares	25
Figura 2.2.0 – Organização do sistema vestibular	27
Figura 2.2.1 – Labirinto membranoso	27
Figura 2.2.2 – Crista ampular em detalhe	28
Figura 2.2.3 – Movimento relativo da endolinfa	29
Figura 2.2.4 – Movimento da endolinfa e deflexão da crista ampular	30
Figura 2.2.5 – Estabilização dos olhos	30
Figura 2.2.6 – Disposição do sistema vestibular no crânio	31
Figura 2.2.7 – Resumo comparativo entre os métodos de oculografia	34
Figura 3.1.1 – Diagrama Básico do Exame	39
Figura 3.1.2 – Diagrama Básico do Software	40
Figura 3.1.3 – Solução da aplicação na ferramenta Visual Studio	41
Figura 3.1.4 – Projeto HospitalData na ferramenta Visual Studio	41
Figura 3.1.5 – Modelo ilustrado do banco de dados com suas conexões geradas pelo Visual Studio	42
Figura 3.1.6 – Projeto HospitalBusiness na ferramenta Visual Studio	43
Figura 3.1.7 – Projeto WindowsHospitalSystem na ferramenta Visual Studio	44
Figura 3.1.8 – Visualização dos métodos do arquivo Filtros no Visual Studio	45
Figura 3.1.9 – Diagrama Básico do Algoritmo	47
Figura 3.2.0 – Tela do projeto elétrico do circuito	50

Figura 3.2.1 – Desenho do circuito e suas conexões no início de seu desenvolvimento	51
Figura 3.2.2 – Desenho do circuito e suas conexões após o roteamento finalizado.....	51
Figura 3.2.3 – Placa de fenolite sendo corroída	52
Figura 3.2.4 – Placa de circuito impresso corroída	52
Figura 3.2.5 – Placa pronta para utilização	53
Figura 3.2.6 – Hardware e software originais.....	54
Figura 3.2.7 – Hardware modificado	55
Figura 3.2.8 – Login de Usuario	57
Figura 3.2.9 – Tela geral do sistema	57
Figura 3.3.0 – Tela de calibração	58
Figura 3.3.1 – Redução da imagem em 6%.....	58
Figura 3.3.2 – Imagem, quadro de vídeo, da área da pupila ignorado por não atender a variação máxima de 18% selecionada pelo usuário.....	59
Figura 3.3.3 – Imagem completa do centro da pupila plotado no gráfico.....	60
Figura 3.3.4 – Representação funcional das informações descritas de um intervalo qualquer.....	61
Figura 3.3.5 – Representação da tela do visualizador gráfico	62
Figura 3.3.6 – Detecção do centro da pupila a partir de um vídeo de olho sintético	63
Figura 3.3.7 – Imagens do olho sintético em seus limites orbitais, superior e inferior, e o gráfico correspondente ao vídeo.....	66
Figura 3.3.8 – Imagens do olho sintético com reflexo interno e externo a pupila.	67
Figura 3.3.9 – Teste do movimento ocular para o limite orbital esquerdo e direito.....	69
Figura 3.4.0 – Imagem com os principais quadros com as respectiva localização do centro da pupila em azul e o seu perímetro em vermelho.....	70
Figura 3.4.1 – Movimento ocular senoidal sem o reflexo, primeiro gráfico, e com o reflexo, segundo gráfico	72
Figura 3.4.2 – Imagem dos gráficos com o movimento ocular completo	73
Figura 3.4.3 – Imagem do gráfico com o movimento ocular completo sem o reflexo com variação de área de 37%	75

Figura 3.4.4 – Imagem do gráficos com o movimento ocular completo com o reflexo, variação de área de 41%	76
Figura 3.4.5 – Imagem do gráficos com detecção da pupila com o reflexo e manchas. Variação de área ativa e configurada com 41%	77
Figura 3.4.6 – Imagem ampliada do gráfico de detecção de piscadas durante o movimento	78
Figura 3.4.7 – Detecção do centro da pupila em estado de repouso e os valores de seu centro representados no gráfico a direita	79
Figura 3.4.8 Detecção do centro da pupila em estado de repouso com o olhar para a direção temporal (Olho Direito).	80
Figura 3.4.9 – Detecção do centro da pupila em estado de repouso com o olhar para a direção nasal (Olho Direito).....	80
Figura 3.5.0 – Detecção do centro da pupila em estado de repouso com o olhar direcionado para o lado superior temporal (Olho Direito).....	81
Figura 3.5.1 – Detecção do centro da pupila em estado de repouso com alto nível de ruído e com o agravante do número de artefatos após a realização do Thresholding de forma inadequada	82
Figura 3.5.2 – Detecção do centro da pupila em resposta ao estímulo do movimento de negação da cabeça	83
Figura 3.5.3 – Resposta da detecção do centro da pupila em resposta ao estímulo do movimento de afirmação da cabeça	84
Figura 3.5.4 – Resposta da detecção de nove piscadas do olho sem aplicação do filtro de área	85
Figura 3.5.5 – Resposta da detecção de dez piscadas do olho com aplicação do filtro de área	85
Figura 3.5.6 – Captura de tela com as principais características do instalador do software desenvolvido. Atalho no botão iniciar, atalho na área de trabalho e referência do software na opção de desinstalação no Windows	88
Figura 3.5.7 – Tela com as informações de instalações de desinstalação do software	89

LISTAS DE TABELAS

Tabela 2.1.1 – Representação das coordenadas vizinhança-4	19
Tabela 2.1.2 – Representação das coordenadas vizinhança-8	19
Tabela 3.1.1 – Módulos do Projeto	37

LISTA DE SIGLAS

BPP – Bits Per Pixel

CCD – Charge Coupled Device

CFM – Conselho Federal de Medicina

EOG – Eletro-oculografia

Fps – Frames Per Second

IRR – Reflexão Infravermelha

NTSC – National Television System(s) Committee

PEP – Prontuário Eletrônico do Paciente

PUCRS – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

RES – Registro Eletrônico de Saúde

RGB – Red Green Blue

RVE – Reflexo vestibulo-espinhal

RVO – Reflexo vestibulo-ocular

SBIS – Sociedade Brasileira de Informática em Saúde

SSC – Bobina de Busca Escleral

SW – Software

USB – Universal Serial Bus

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 OBJETIVO	17
1.2 OBJETIVO ESPECÍFICO	17
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	18
2.1 PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS.....	18
2.1.1 RELACIONAMENTO ENTRE PIXELS	18
2.2 FILTROS DE IMAGEM	20
2.2.1 HISTOGRAMA DE IMAGENS EM TONS DE CINZA	20
2.2.2 A TÉCNICA DE LIMARIZAÇÃO - THRESHOLD.....	21
2.3 LUZ E O ESPECTRO DE ENERGIA ELETROMAGNÉTICA	22
2.4 SENSOR CCD	23
2.5 O OLHO HUMANO	24
2.5.1 O CONTROLE MUSCULAR DO OLHO HUMANO.....	25
2.6 SISTEMA VESTIBULAR	26
2.6.1 FUNCIONAMENTO DO SISTEMA VESTIBULAR.....	26
2.6.2 CANAIS SEMICIRCULARES	27
2.6.3 CRISTA AMPULAR	28
2.6.3.1 FUNÇÃO DA CRISTA AMPULAR	29
2.6.4 REFLEXO VESTÍBULO-OCULAR.....	30
2.6.5 DISPOSIÇÃO DO SISTEMA VESTIBULAR NO CRÂNIO	31
2.7 AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO POR QUANTIFICAÇÃO DO MOVIMENTO DE OLHOS	31
2.7.1 TÉCNICA DE AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO POR QUANTIFICAÇÃO DO MOVIMENTO DE OLHOS	32
3 MATERIAIS E MÉTODOS	36
3.1 ESPECIFICAÇÕES DO PROJETO	36
3.2 PRINCIPAIS DISPOSITIVOS	37
3.3 PACOTES DE SOFTWARE UTILIZADOS.....	37
3.4 REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO EXAME	39
3.5 ARQUITETURA DO SOFTWARE	40

3.5.1 DISPOSIÇÃO DA APLICAÇÃO NO VISUAL STUDIO	41
3.5.1.1 DISPOSIÇÃO DA CAMADA DE DADOS NO VISUAL STUDIO	41
3.5.1.2 DISPOSIÇÃO DA CAMADA DE CONTROLE NO VISUAL STUDIO..	43
3.5.1.3 DISPOSIÇÃO DA CAMADA APLICAÇÃO NO VISUAL STUDIO	44
3.6 ALGORITMO DESENVOLVIDO	46
3.7 DISPOSITIVOS DE HARDWARE DESENVOLVIDOS	49
3.7.1 PLACA USB DESENVOLVIDA	50
3.7.2 ADAPTAÇÕES DO ÓCULOS DE CAPTURA DE IMAGENS	53
3.8 SOFTWARE DESENVOLVIDO	55
3.8.1 REQUISITOS DE SISTEMA	56
3.8.2 FLUXO DE UTILIZAÇÃO	56
3.8.3 FERRAMENTAS AUXILIARES DE SOFTWARE	61
3.8.3.1 VISUALIZADOR GRÁFICO	61
3.8.3.2 ANÁLISE POR VÍDEO	62
3.9 RESULTADOS: TESTES E VALIDAÇÕES	64
3.9.1 TESTES COM IMAGENS SINTÉTICAS DO OLHO HUMANO	64
3.9.1.1 MOVIMENTO DOS OLHOS PARA O LIMITE ORBITAL SUPERIOR E INFERIOR, SEM REFLEXO OCASIONADO POR FONTE DE ILUMINAÇÃO	65
3.9.1.2 MOVIMENTO DOS OLHOS PARA O LIMITE ORBITAL SUPERIOR E INFERIOR, COM REFLEXO OCASIONADO POR FONTE DE ILUMINAÇÃO	66
3.9.1.3 MOVIMENTO DOS OLHOS PARA O LIMITE ORBITAL ESQUERDO E DIREITO, SEM REFLEXO COMPARADO COM O MESMO MOVIMENTO COM REFLEXO PELA FONTE DE ILUMINAÇÃO	68
3.9.1.4 MOVIMENTO SENOIDAIS DOS OLHOS, COM PUPILA EM FORMATO DE ELIPSE NAS EXTREMIDADES OCULARES SEM REFLEXO, COMPARADO COM O MESMO MOVIMENTO COM REFLEXO OCASIONADO PELA FONTE DE ILUMINAÇÃO	71
3.9.1.5 MOVIMENTO CONTENDO OS TESTES DE 1 A 4 EM UM ÚNICO VÍDEO SEQUENCIAL SEM REFLEXO EM COMPARAÇÃO AO MESMO VÍDEO COM REFLEXO OCASIONADO POR FONTE DE ILUMINAÇÃO COM REPETIÇÃO DE 100 VEZES	72

3.9.1.6 DIFERENÇA DE VARIAÇÃO DE ÁREA DA PUPILA SEM REFLEXO E COM REFLEXO OCACIONADO PELA FONTE DE ILUMINAÇÃO.....	74
3.9.1.7 APLICAÇÃO DO FILTRO DE VARIAÇÃO DE ÁREA NA DETECÇÃO DA PUPILA	75
3.9.1.8 DETECÇÃO DE PISCADAS DO OLHO DURANTE O MOVIMENTO OCULAR.....	76
3.9.2 TESTES COM IMAGENS REAIS DO OLHO HUMANO	78
3.9.2.1 DETECÇÃO DO CENTRO DA PUPILA EM ESTADO CENTRAL ...	79
3.9.2.2 DETECÇÃO DO CENTRO DA PUPILA NA EXTREMIDADE DA IMAGEM.....	80
3.9.2.3 DETECÇÃO DO CENTRO DA PUPILA COM ALTO NÍVEL DE RUÍDO	81
3.9.2.4 DETECÇÃO DO CENTRO DA PUPILA COM O MOVIMENTO DE NEGAÇÃO DA CABEÇA	82
3.9.2.5 DETECÇÃO DO CENTRO DA PUPILA COM O MOVIMENTO DE AFIRMAÇÃO DA CABEÇA	83
3.9.2.6 DETECÇÃO DE PISCADAS	84
3.9.3 TESTES FUNCIONAIS DO SOFTWARE	86
3.9.4 TESTES DE INSTALAÇÃO DO SOFTWARE EM DIFERENTES PLATAFORMAS	87
3.10 APLICAÇÃO	90
3.11 PROCEDIMENTO DE TESTES SUGERIDOS EM SUJEITOS	91
3.11.1 TESTES SUGERIDOS COM SUJEITOS	91
3.11.2 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO	91
3.11.3 PROTOCOLOS SUGERIDOS DO EXAME	91
4 CONCLUSÕES	93
4.1 CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	93
4.2 MODIFICAÇÃO DE HARDWARE	94
4.3 ARQUITETURA DE SOFTWARE	94
5 TRABALHOS FUTUROS	95
REFERÊNCIAS	96

1. INTRODUÇÃO

A avaliação de disfunções do equilíbrio humano causada por doenças, idade avançada, acidentes, entre outras que afetam o sistema vestibular é realizada geralmente por equipamentos invasivos, subjetivos e de baixa precisão, dificultando o diagnóstico preciso. O equipamento desenvolvido poderá promover o apoio ao diagnóstico e à pesquisa, quantizando a avaliação do sistema vestibulo-ocular de modo preciso e não invasivo.

O equipamento permite por meio de movimentos induzidos de cabeça, avaliar individualmente a resposta dos canais semicirculares do sistema vestibular, através da quantificação do movimento induzido e sua resposta no sistema ocular do paciente. O processo é realizado por um óculos com câmeras adaptadas, uma placa de captura para a aquisição das imagens e um software de processamento de imagens que irá calcular e quantizar o movimento ocular.

O equipamento desenvolvido possuirá sua aplicabilidade em diferentes áreas, tais como:

- **Médica** – Apoio à análise de disfunções do sistema vestibular
- **Farmacêutica** – Análise dos efeitos de medicamentos no sistema vestibular
- **Pesquisa** – Desenvolvimento de pesquisas relacionadas ao sistema vestibulo oculares
- **Fisioterapia** – Análise a evolução do paciente no tratamento de doenças que afetam o equilíbrio.
- **Utilidade Pública** – Análise do sistema vestibular na renovação de carteiras de motorista
- **Segurança** – Realizar testes periódicos em motoristas e pilotos após longas jornadas de trabalho.

1.1 OBJETIVO

Desenvolver um instrumento portátil e de baixo custo para fazer aquisição, digitalização e processamento de imagens de olhos, aplicado na avaliação do sistema de equilíbrio humano.

1.2 OBJETIVO ESPECÍFICO

Quantificar os movimentos transacionais dos olhos em resposta a estímulos seletivos da cabeça e exibir o resultado graficamente.

O instrumento deverá estar conectado a uma arquitetura de software robusta, escalável, flexível e eficaz, que poderá servir como base a futuras pesquisas.

Realizar testes com imagens sintéticas oculares, visando validação do algoritmo utilizado no processamento de imagens proposto para quantização do equilíbrio.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS

A imagem digital é composta por uma matriz de pixels $f(x,y)$ que possui sua extensão limitada por M linhas e N colunas. Em uma imagem digital em tons de cinza, cada pixel possui 8 bits compreendendo o intervalo entre 0 e 255 níveis de cinza possíveis.

A imagem digital possui um marco inicial na coordenada $f(x,y) = (0,0)$, sendo 'x' representando as colunas e 'y' representando as linhas da imagem, conforme demonstrado na Figura 2.1.1.

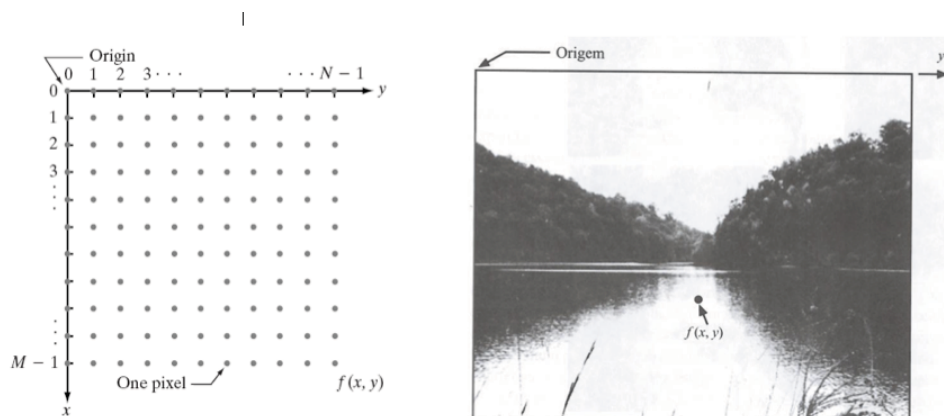


Figura 2.1.1: Representação da imagem digital. Fonte: GONZALEZ (2010).

2.1.1 RELACIONAMENTO ENTRE PIXELS

Uma imagem é composta por uma matriz de pixels, que como toda matriz possui coordenadas (X,Y) . Na matriz imagem, cada pixel possui vizinhos adjacentes segundo critério de vizinhança-4 e vizinhança-8.

A vizinhança-4 de um pixel de coordenada (X,Y) é composta por seus vizinhos horizontais e verticais conforme Tabela 2.1.1.

Tabela 2.1.1: Representação das coordenadas vizinhança-4

	$(X, Y - 1)$	
$(X - 1, Y)$	(X, Y)	$(X + 1, Y)$
	$(X, Y + 1)$	

A vizinhança-8 de um pixel de coordenada (X, Y) é composta por seus vizinhos horizontais, verticais e diagonais conforme descritos na Tabela 2.1.2.

Tabela 2.1.2: Representação das coordenadas vizinhança-8.

$(X - 1, Y - 1)$	$(X, Y - 1)$	$(X + 1, Y - 1)$
$(X - 1, Y)$	(X, Y)	$(X + 1, Y)$
$(X - 1, Y + 1)$	$(X, Y + 1)$	$(X + 1, Y + 1)$

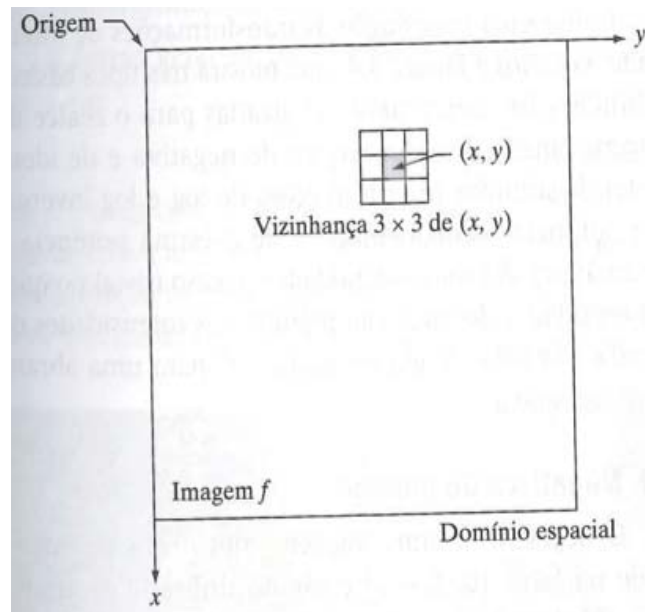


Figura 2.1.2: Representação de vizinhança de um pixel. Fonte: GONZALEZ (2010).

2.2 FILTROS DE IMAGEM

Os filtros digitais de imagem são técnicas matemáticas de processamento digital de imagens, com o objetivo de realizar melhoramentos para a visualização ou para redução de dados a serem processados nas áreas de interesse. Estas técnicas necessitam de alto poder computacional de acordo com a qualidade e resolução das imagens de origem.

2.2.1 HISTOGRAMA DE IMAGENS EM TONS DE CINZA

O Histograma de uma imagem em tons de cinza é a forma gráfica de representação do número de ocorrências dos 256 tons de cinza da imagem, conforme figura 2.1.3.

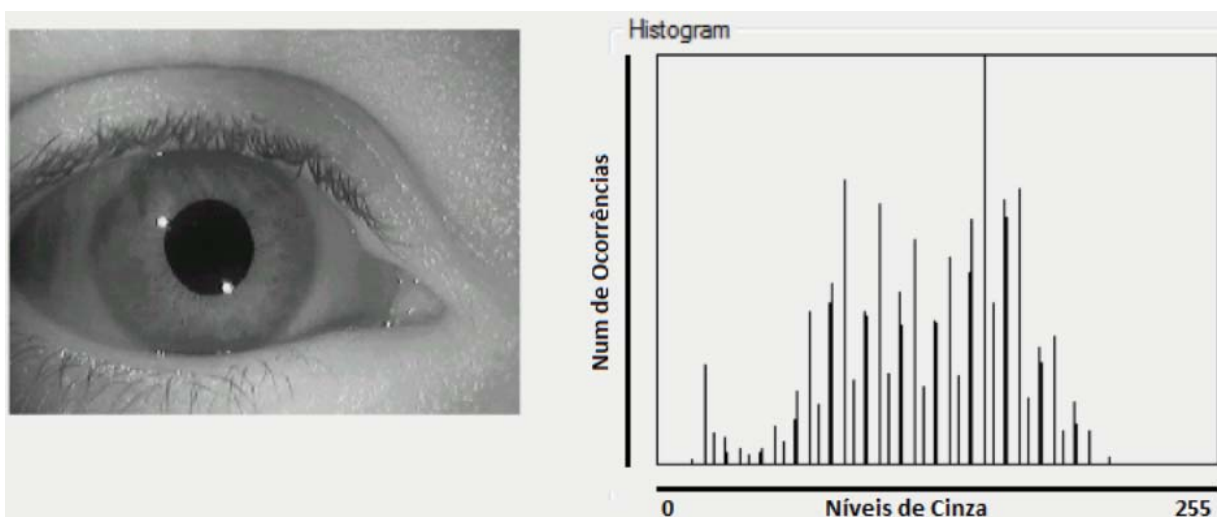


Figura 2.1.3: Figura do olho humano com o seu respectivo histograma adquirido pelo software de teste desenvolvido pelo autor.

Ao analisar a figura 2.1.3, pode-se verificar a variação de tons de cinza da imagem composta por pixels de 8 bits. O eixo 'X' é constituído por 256 níveis de cinza (0 - 255) e a ocorrência de cada nível é representado pelo eixo 'Y'.

Para facilitar a compreensão do histograma, deve-se analisar a figura 2.1.4, que ilustra quatro imagens com diferentes contrastes e seus respectivos histogramas.

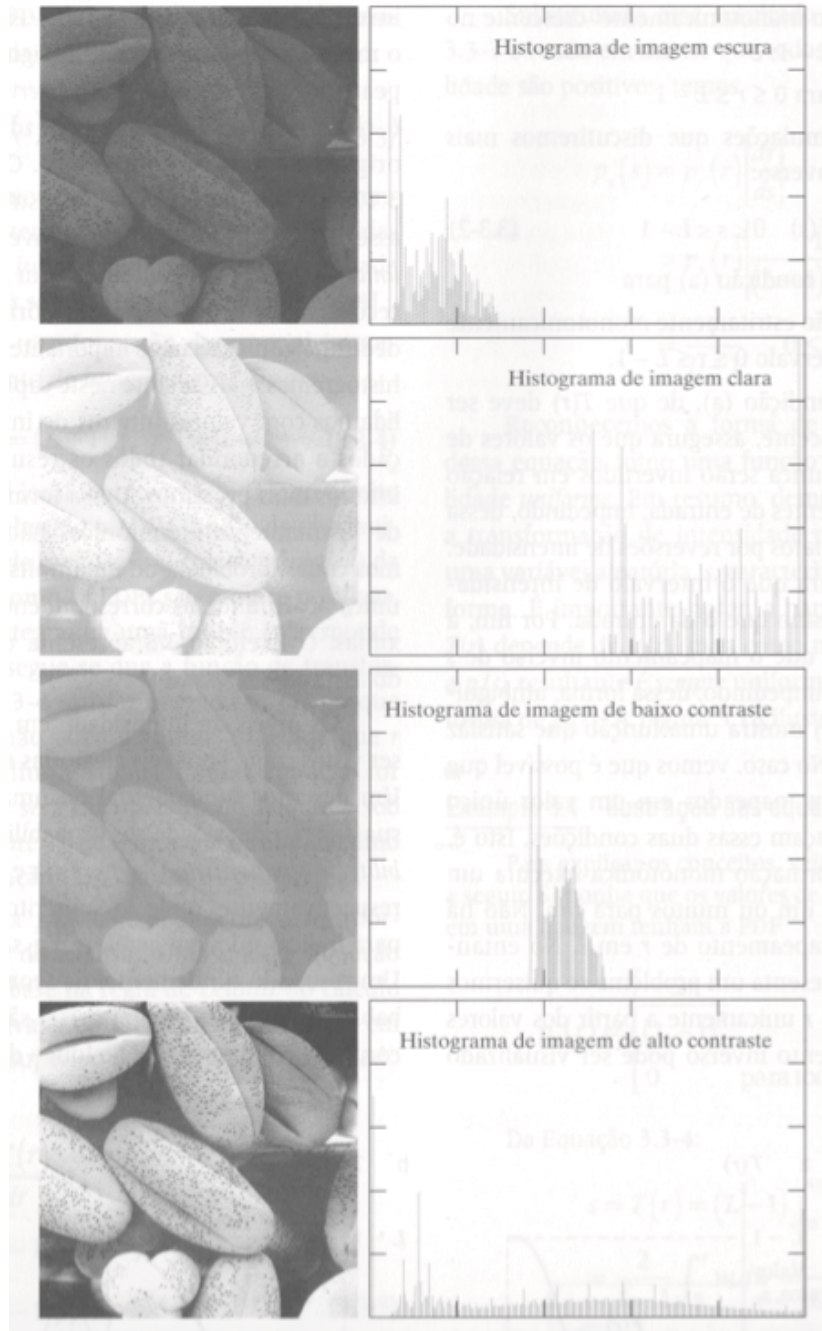


Figura 2.1.4 Representação de quatro imagens com seus respectivos histogramas.
 Fonte: GONZALEZ (2010).

2.2.2 A TÉCNICA DE LIMIAÇÃO - THRESHOLD

O Thresholding é uma técnica de limiarização de níveis de cinza de uma imagem que pode ser largamente utilizada na detecção de objetos conhecidos em um determinado fundo. Ao analisar um histograma e detectar a faixa de níveis de

cinza que representam o objeto procurado, realiza-se a conversão dos pixels internos da faixa informada para o nível mínimo do histograma, valor zero, e os pixels que estiverem fora da faixa informada receberão o nível máximo do histograma 255. Após a aplicação do thresholding no intervalo definido no histograma, será possível visualizar com clareza os objetos procurados na imagem, pois a imagem foi convertida de tons de cinza para preto e branco, de forma que os objetos procurados estejam com máxima diferença de nível de cinza com relação ao fundo, maior diferença de contraste, reduzindo também a quantidade de informação a ser processada.

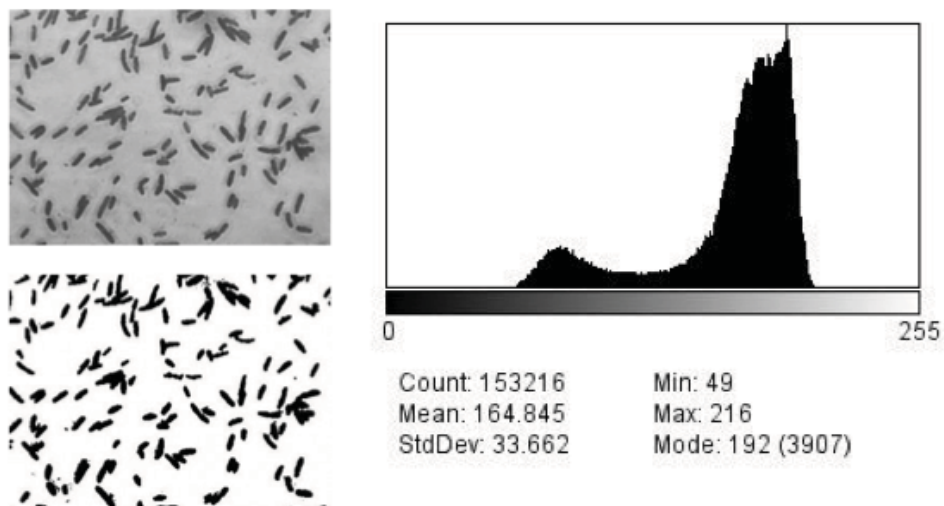


Figura 2.1.5: Montagem realizada com base na imagem de bactérias isoladas. Threshold aplicado logo após o primeiro pico gráfico. Fonte: Muntasir Du (agosto de 2007).

A figura 2.1.5 demonstra a aplicação de Threshold no intervalo do histograma (49-216) com o objetivo de facilitar a contagem de bactérias.

2.3 LUZ E O ESPECTRO DE ENERGIA ELETROMAGNÉTICA

O espectro de energia eletromagnética, conforme Figura 2.1.6, é dividido em diversas faixas. O espectro de luz visível ao olho humano corresponde a faixa entre o violeta e o vermelho. Neste trabalho será utilizado o espectro de luz infravermelho na iluminação ocular, devido ao fato que o espectro é visualizado pela câmera e não é visível ao paciente.

A câmera utilizada possui o CCD com maior faixa de visualização que o olho

humano, sem a utilização de filtros de deslocamento de espectro nas lentes usualmente comercializadas.

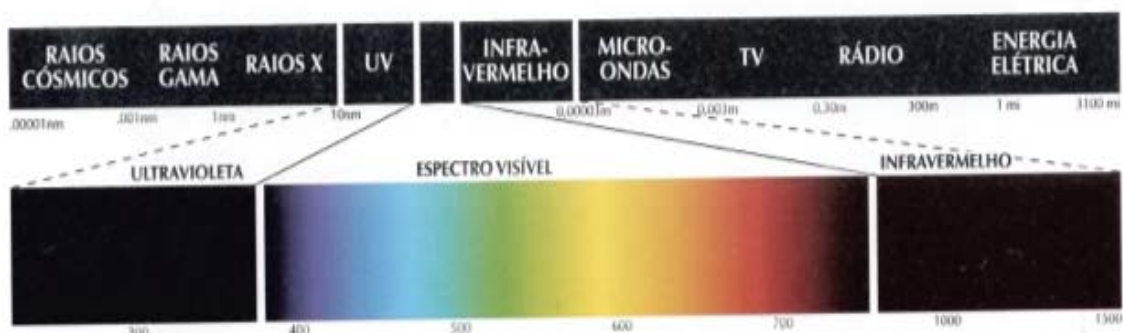


Figura 2.1.6: Espectro da energia eletromagnética. Fonte: GONZALEZ (2010).

2.4 SENSOR CCD

O sensor CCD é um dispositivo de estado sólido presente na maioria das câmeras e webcams, com o objetivo de realizar a captação de imagens. O CCD é responsável em transformar energia luminosa incidente proporcionalmente em sua respectiva carga elétrica.

O sensor típico de CCD por varredura de linha contém uma linha “fotossítios”, dois portos de transferência usados para transportar os conteúdos dos elementos de imageamentos para os denominados registradores de transporte e um porto de saída responsável em transferir os conteúdos do registrador de transporte para um amplificador” [GONZALEZ,1992]. O amplificador ao receber o conteúdo dos registradores produz um sinal de tensão proporcional ao conteúdo de cada linha de “fotossítios”, formando assim a imagem.

As principais vantagens do CCD são:

- Tamanho reduzido
- Baixo consumo
- Alta confiabilidade
- Alta confiabilidade a vibrações
- Baixa influencia a campos elétricos e magnéticos externos.
- Vida útil prolongada
- Baixo Custo

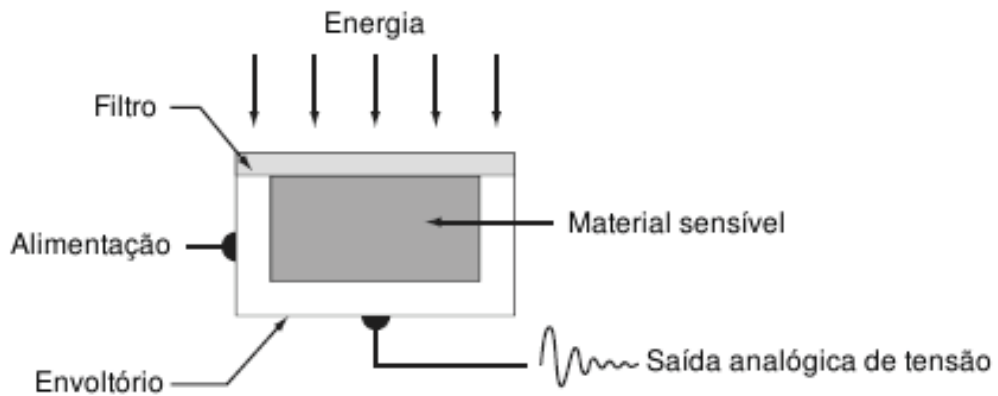


Figura 2.1.7: Esquema do sensor CCD. Fonte: GONZALEZ (1992).

2.5 O OLHO HUMANO

O olho humano é responsável pela formação e detecção de imagens, desenvolvendo funções tanto ópticas como neurais. As imagens formadas no olho são projetadas, focalizadas, detectadas, digitalizadas, pré-processadas, codificadas e transportadas por sinais elétricos até o cérebro.

As câmeras digitais e os olhos possuem características semelhantes. Os dois sistemas possuem um conjunto de lentes, controle de abertura, transdução e digitalização da imagem em sinais elétricos.

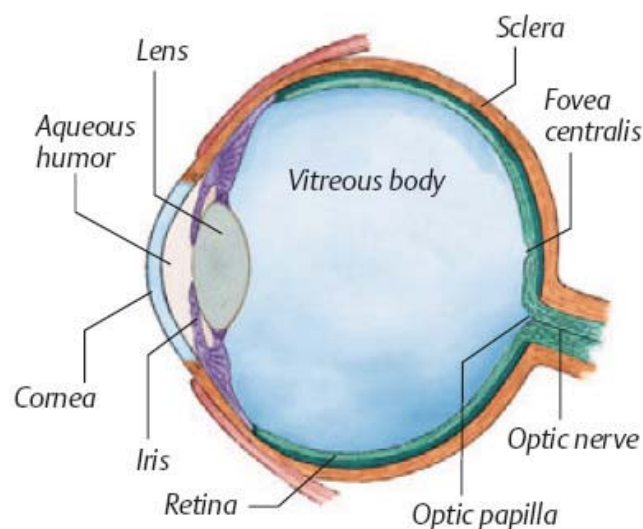


Figura 2.1.8: O olho humano em corte lateral. Fonte: Despopoulos (2003).

2.5.1 O CONTROLE MUSCULAR DO OLHO HUMANO

O olho humano possui a capacidade de mover-se em todas as direções. Tais direções somente são possível pelo fato do olho ser controlado por seis músculos extra-oculares, quatro denominados músculos retos e dois músculos oblíquos. Considerando os três eixos vertical, horizontal e sagital, seis são os movimentos do globo ocular [KAHLE,2003]:

- **Adução:** Rotação em torno do eixo vertical em direção ao nariz;
- **Abdução:** Rotação em torno do eixo vertical em direção as temporas;
- **Elevação:** Rotação em torno do eixo horizontal para cima;
- **Depressão:** Rotação em torno do eixo horizontal para baixo;
- **Intorsão:** Rotação em torno do eixo sagital, onde a metade superior do globo ocular rotaciona em direção ao nariz;
- **Extorsão:** Rotação em torno do eixo sagital, onde a metade superior do globo ocular rotaciona na direção temporal;

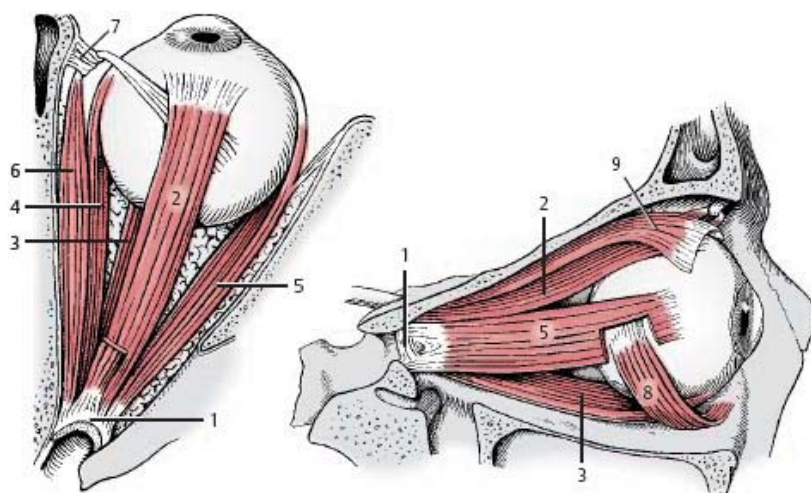


Figura 2.1.9: Vistas de topo e lateral respectivamente dos músculos extraoculares.

Fonte: KAHLE (2003).

2.6 SISTEMA VESTIBULAR

O sistema vestibular nos fornece informações relacionadas à posição e à aceleração de nossa cabeça no espaço e seus respectivos deslocamentos rotacionais e lineares. Este sistema está situado no ouvido interno.

O sistema vestibular é constituído por um labirinto ósseo, que possui diversas cavidades na porção petrosa do osso temporal, e um labirinto membranoso, contido nestas cavidades. Os labirintos são separados por um líquido denominado perilinfa [HOUSSAY,2004]. O labirinto membranoso é a parte funcional desse sistema [GUYTON,2002] e é constituído por utrículo, sáculo e por três canais semicirculares de essencial importância para compreensão deste trabalho.

2.6.1 FUNCIONAMENTO DO SISTEMA VESTIBULAR

Ao analisar o sistema vestibular, pode-se afirmar que é constituído por três principais componentes: um sistema sensorial, um sistema periférico e um mecanismo de resposta motora.

O aparelho periférico é composto por um conjunto de sensores de movimento que envia suas informações ao sistema nervoso central, direcionado ao complexo nuclear vestibular e ao cérebro. As informações são compostas pela velocidade angular da cabeça, aceleração angular e a orientação cefálica em relação ao eixo gravitacional. Após o processamento dos sinais, o sistema nervoso central encaminha aos músculos extraoculares (RVO) à medula espinhal para preparar dois reflexos importantes, o reflexo vestibulo-espinhal (RVE) e o reflexo vestibulo-ocular (RVO). O RVO gera os movimentos oculares, os quais permitem a nítida visão durante o movimento. O RVE realiza o movimento corpóreo, para estabilização cefálica e postural evitando quedas. O RVE e o RVO são monitorados pelo sistema nervoso central e suas informações processadas pelo cérebro, que quando necessário realiza calibrações chamadas de processamento adaptativo. [Herdman,2002]

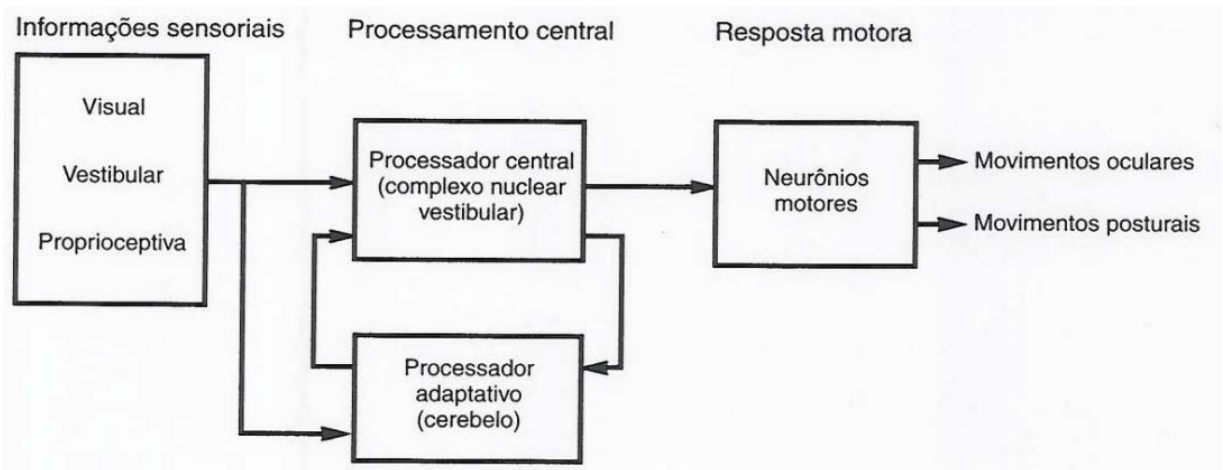


Figura 2.2.0: Organização do sistema vestibular. Fonte: [Herdman,2002]

2.6.2 CANAIS SEMICIRCULARES

Os canais semicirculares localiza-se no ouvido interno, denominados de canal semicircular anterior, posterior e lateral (horizontal), são preenchidos por uma substância denominada endolinfa [GUYTON,2002]. A endolinfa possui uma alta concentração de íons de potássio e baixa concentração de íons de sódio [KANDEL,1991, SCHUBERT,2004], que provêm de bombeamento iônico da perlinfa através da membrana do labirinto [KANDEL,1991].

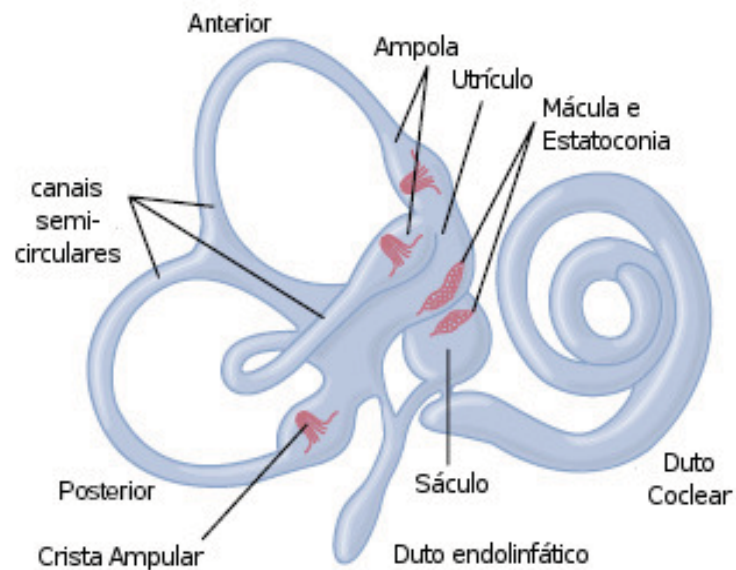


Figura 2.2.1: Labirinto membranoso. Fonte: [GUYTON,2002].

Os canais semicirculares estão localizados de forma que representam os três planos espaciais que determinarão a posição do corpo no espaço. A localização dos canais semicirculares com os seus determinados eixos espaciais, tornará possível a detecção de quaisquer movimentos ocorridos na cabeça, afetando pelo menos um canal semicircular. Em cada extremidade dos canais há um espaço mais largo chamado ampola, no qual ocorre a detecção efetiva do movimento da endolinfa, em ocorrência dos movimentos da cabeça.

Em termos de engenharia, os canais semicirculares são sensores de velocidade. Logo, as alças dos canais semicirculares possuem propriedades biofísicas que realizam a conversão de velocidade cefálica em deslocamento [Herdman,2002].

2.6.3 CRISTA AMPULAR

A crista ampular é um órgão receptor localizado no interior da ampola conforme figura 2.2.2. A base da crista ampular é composta por uma membrana neuronal e células de sustentação nos quais sobressaem pequenos cílios. Cada célula ciliada possui duas classes de cílios, os estereocílios e o cinocílio. O cinocílio é único e localizado na extremidade da célula. Os estereocílios são organizados de forma linear decrescente conforme se afastam do cinocílio. As células ciliadas de cada crista ampular estão organizadas no mesmo sentido linear. [HOUSSAY,2004].

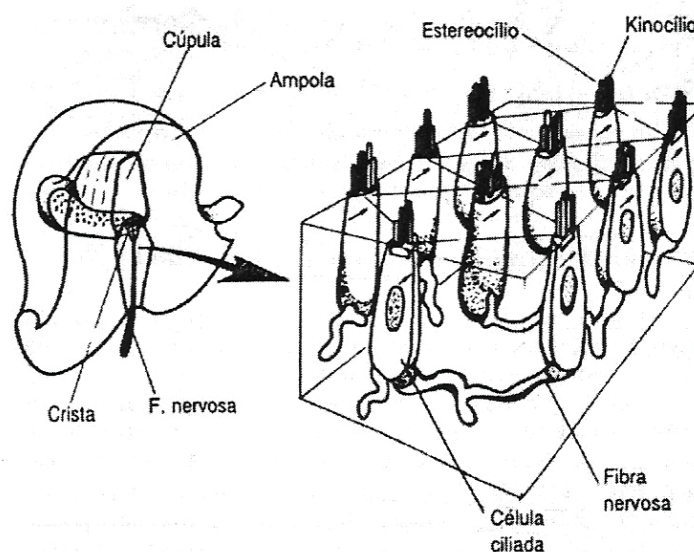


Figura 2.2.2: Crista ampular em detalhe. Fonte: GESSINGER (2005)

2.6.3.1 FUNÇÃO DA CRISTA AMPULAR

O fluxo de endolinfa na ocorrência do movimento da cabeça flexiona a crista ampular e conseqüentemente os cílios. O movimento ocorre essencialmente em dois sentidos, a favor dos estereocílios em direção ao cinocílio ou ao inverso. Quando a flexão é a favor, ocorre a abertura de centenas de pequenos canais nas membranas neuronais até sua base localizada nos estereocílios. Estes canais tornam possível a transmissão de um grande número dos íons de potássio da endolinfa, para o interior da célula, causando uma despolarização da membrana receptora. O movimento contrário causa o fechamento dos canais que resulta na hiperpolarização da membrana [GUYTON,2002]. Os efeitos de polarização e despolarização tornam possível a detecção dos movimentos, Estes são de fundamental importância para o trabalho proposto.

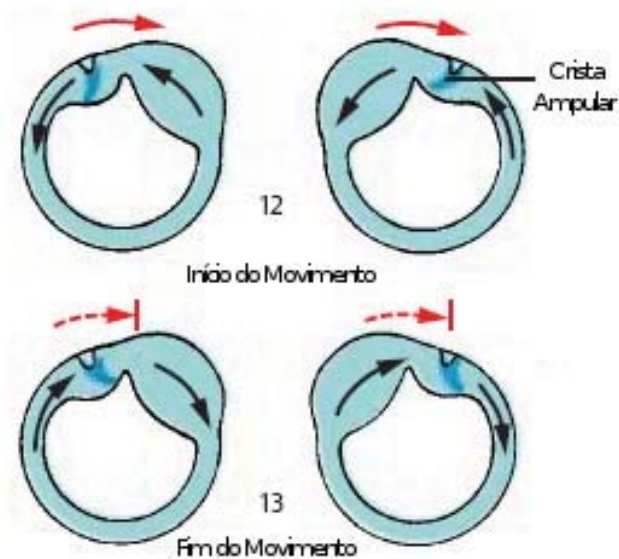


Figura 2.2.3: Movimento relativo da endolinfa. Fonte: [KAHLE,2003]

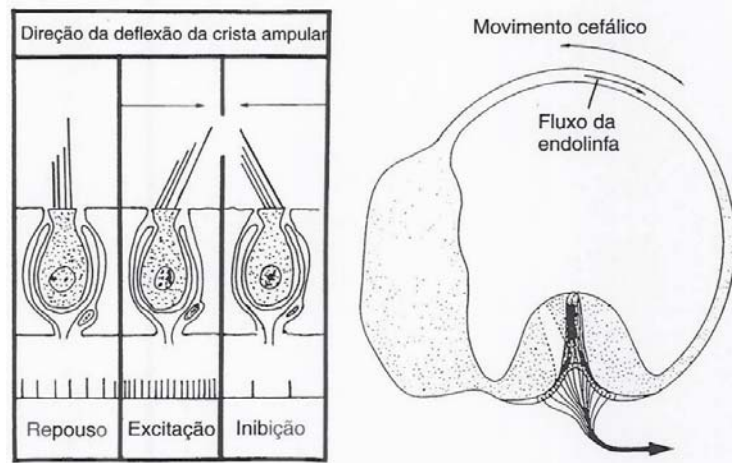


Figura 2.2.4: Movimento da endolinfa e deflexão da crista ampular. Fonte: [HERDMAN,2002]

2.6.4 REFLEXO VESTÍBULO-OCULAR

As informações obtidas no sistema vestibulares trafegam pelo sistema nervoso com um dos seus destinos sendo os núcleos óculo-motores, gerando o reflexo vestibulo-ocular. A finalidade deste reflexo é manter constante o campo visual durante a rotação da cabeça mediante movimentos compensatórios dos olhos (Figura 2.2.4), denominados movimentos de perseguição lenta. Se o movimento se estender até o limite orbital ocular, é iniciado um movimento rápido no sentido da rotação da cabeça denominado movimento sacádico [HOUSSAY,2009].

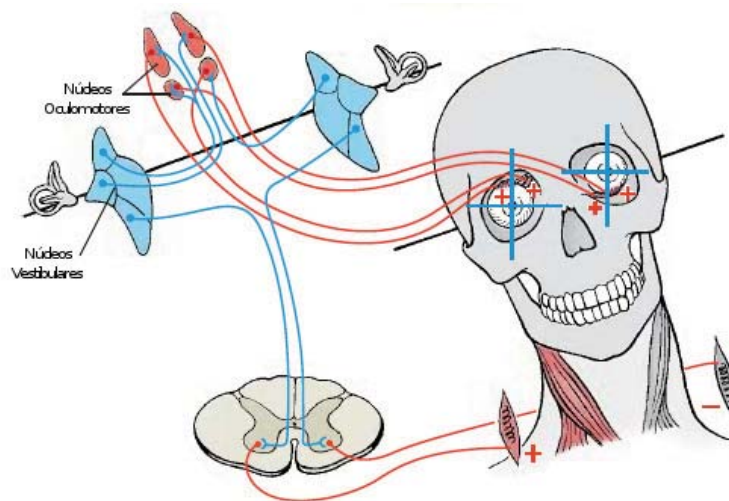


Figura 2.2.5: Estabilização dos olhos. Fonte: [KAHLE,2003]

2.6.5 DISPOSIÇÃO DO SISTEMA VESTIBULAR NO CRÂNIO

A disposição do sistema vestibular no interior do crânio permite estabelecer uma relação entre a posição no crânio do canal semicircular e o movimento de cabeça que o estimula. Segundo a disposição dos canais semicirculares (Figura 2.2.5), o canal horizontal está flexionado 30° para cima, podendo ser estimulado independentemente flexionando a cabeça 30° para baixo, e executando o movimento de negação. Os canais verticais estão ambos dispostos a 45° do plano sagital e aproximadamente perpendiculares entre si. [KANDEL,1991].

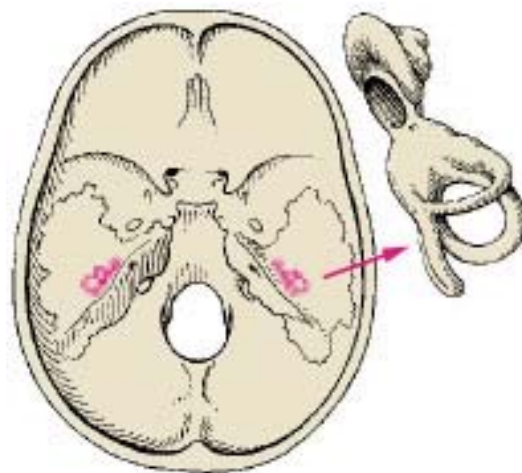


Figura 2.2.6: Disposição do sistema vestibular no crânio. Fonte: [KAHLE,2003]

2.7 AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO POR QUANTIFICAÇÃO DO MOVIMENTO DE OLHOS

O reflexo vestibulo-ocular é responsável pela estabilização do ponto de fixação visual em resposta aos estímulos detectados pelo sistema vestibular. Desta forma, a análise dos movimentos de olhos que correspondem aos estímulos do reflexo vestibulo-ocular permite avaliar a resposta dos canais semicirculares [SCHUBERT,2004, FIFE,2000].

A avaliação da função do sistema vestibular é geralmente limitada ao canal semicircular lateral, pois este pode ser estimulado individualmente flexionando a cabeça 30° para baixo e conseqüentemente executando o movimento de negação. O estímulo vertical não é comumente medido devido as limitações dos equipamentos disponíveis comercialmente [FIFE,2000].

2.7.1 TÉCNICA DE AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO POR QUANTIFICAÇÃO DO MOVIMENTO DE OLHOS

O reflexo vestibulo-ocular é responsável pela estabilização do ponto de fixação visual em resposta aos estímulos detectados pelo sistema vestibular. Desta forma, a análise dos movimentos de olhos que correspondem aos estímulos do reflexo vestibulo-ocular permite avaliar a resposta dos canais semicirculares [SCHUBERT,2004; FIFE,2000].

A avaliação da função do sistema vestibular é geralmente limitada ao canal semicircular lateral, pois este pode ser estimulado individualmente flexionando a cabeça 30° para baixo e conseqüentemente executando o movimento de negação. O estímulo vertical não é comumente medido devido às limitações dos equipamentos disponíveis comercialmente [FIFE,2000].

A vestibulometria estuda o sistema vestibular por meio de sua interação funcional com o sistema vestibular. A perfeita e permanente integração funcional entre os dois sistemas conforme figura 2.2.5 é fundamental para a manutenção do equilíbrio corporal. Logo, não existem métodos para avaliação direta do sistema vestibular [GANANÇA, 1998].

Os itens a seguir, descrevem as principais técnicas de avaliação do equilíbrio baseados no reflexo ocular, servindo como base no desenvolvimento e atualização do sistema de análise proposto.

- **Head Thrust Test**

O teste denominado Head Thrust Test é largamente aceito como ferramenta clínica para avaliar a função, dos canais semicirculares. Neste teste é realizado um movimento horizontal curto (5° – 15°) e rápido (3000°/s) executado pelo médico na cabeça do paciente. Na realização dos movimentos em um paciente normal, os olhos tendem a seguir no sentido oposto com a mesma amplitude do movimento [SCHUBERT,2004].

- **Head-Shaking-Induced Nystagmus**

O teste o Head-Shaking-Induced Nystagmus consiste em quantificar o nistagmo dos olhos durante o movimento de negação, com a cabeça flexionada 30 para baixo. Logo, não poderão haver pontos de fixação que possam suprir o nistagmo [FIFE,2000]. Com o objetivo de obter somente os

movimentos de olhos gerados pelo reflexo vestibulo-ocular, o teste deverá ser aplicado com os olhos do paciente vedados da luz visível e iluminados por luz infravermelha [SCHUBERT,2004].

- **Teste Calórico**

O teste calórico consiste em introduzir um estímulo frio ou quente no canal auditivo, para criar um choque térmico no osso temporal. Esta diferença de temperatura é transferida para o canal semicircular lateral que resultará em um fluxo convectivo da endolinfa. Este fluxo flexiona a cúpula e gera nistagmo. A principal vantagem desta técnica é a análise unilateral do sistema vestibular, permitindo determinar qual dos dois sistemas apresenta hipofunção [SCHUBERT,2004]. O teste é invasivo, desconfortável e de análise subjetiva.

- **Eletro-oculografia**

A eletro-oculografia (EOG) mede a mudança no potencial elétrico entre a córnea e a retina pelo uso de dois eletrodos em volta do olho e mais um para referência. O potencial de ação dos músculos da face e da cabeça poderão interferir no sinal medido, podendo assim gerar formas de onda similares à forma de onda gerada pelo nistagmus [BALOH,1990], confundindo o avaliador.

- **Reflexão Infravermelha**

A técnica de oculografia por reflexão infravermelha (IRR) mede a posição do reflexo de uma fonte de luz infravermelha aplicada sobre a córnea. Esta técnica não possui a capacidade de medir a rotação ocular e a amplitude do movimento tornando-se consideravelmente limitada [BALOH,1990].

- **Bobina de Busca Escleral**

A técnica de bobina de busca escleral (SSC) mede a diferença de potencial de uma bobina colada sobre a córnea do olho. Este modelo permite a aquisição do movimento de torção do olho e movimentos translacionais, entretanto, a técnica é invasiva, pois há necessidade de se colar uma lente de contato sobre o olho, que normalmente agride a córnea [BALOH,1990].

- **Processamento de imagens da vídeo-oculografia**

A vídeo-oculografia tem como objetivo capturar as imagens oculares por meio de câmeras de vídeo sensíveis ao infravermelho. Esta técnica permite quantificar o movimento dos olhos em todo o seu limite orbital e

quantificar o movimento rotacional. Esta técnica possui a necessidade de alto esforço computacional, devido a necessidade de utilizar diversos algoritmos para determinar a rotação ocular e remoção de artefatos indesejados na imagem. Tais algoritmos deverão ser executados em cada quadro adquirido pela câmera, sendo totalmente não invasivo ao paciente.

- **Comparativo entre Técnicas**

A Figura 2.2.7 apresenta um comparativo entre as diversas técnicas descritas anteriormente.

	EOG	IRR	SCC	Vídeo
Dispositivo de Gravação	Eletrodos posicionados no rosto	Diodos fotovoltaicos em óculos	Bobina em lente de contato	Câmera de vídeo
Princípio	Potencial córneo-retinal	Reflecção infravermelha no olho	Corrente elétrica induzida em bobina	Processamento digital de imagens de vídeo
Alcance horizontal	$\pm 40^\circ$	$\pm(10^\circ - 15^\circ)$	ilimitado	ilimitado
Alcance vertical	$\pm 30^\circ$	$\pm(5^\circ - 15^\circ)$	ilimitado	ilimitado
Alcance rotacional	-	-	ilimitado	ilimitado
Acurácia estimada	$1^\circ - 2^\circ$	0.5°	0.01°	0.5°

Figura 2.2.7: Resumo comparativo entre os métodos de oculografia. Fonte: [BALOH,1990]

De acordo com a tabela acima, pode-se demonstrar que somente as técnicas “SCC” e “Vídeo” são capazes de quantificar tridimensionalmente os movimentos oculares. Entretanto, somente a técnica de “Vídeo” torna-se não

invasiva e acessível a todos, com baixo custo mesmo com a necessidade de alto poder computacional, devido às novas tecnologias disponíveis no mercado.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 ESPECIFICAÇÕES DO PROJETO

- Adaptações no óculos imageador visando portabilidade e praticidade em sua utilização.
- Capacidade de adaptação de qualquer dispositivo USB, placa de captura de imagens ou câmeras com conexão USB, ao software com a detecção automatizada de novos dispositivos sem a necessidade de modificação do software.
- Capacidade de realizar atualizações de hardware, óculos imageador ou placa de aquisição de imagens, sem a necessidade de modificação do software.
- Arquitetura de software robusta, escalável, flexível e eficaz, que possibilite a ampliação do sistema em diferentes linguagens de programação e adequação a diferentes plataformas com redução de custos.
- Banco de dados escalável e compatível com tendências as novas tecnologias “cloud computing” e “pervasive computing”, seguindo as regras estabelecidas pelo Prontuário Eletrônico do Paciente (PEP) e Registro Eletrônico de Saúde (RES), aderente à Resolução CFM No 1821/2007, de acordo com o Conselho Federal de Medicina (CFM) e a Sociedade Brasileira de Informática em Saúde (SBIS).
- Algoritmos que possibilitem a calibração manual.
- Capacidade de utilização de uma placa de captura de baixo custo e fácil manutenção.
- Software compatível com placas de captura de baixo custo e utilização de interface de comunicação USB, possibilitando que o experimento seja realizado com qualquer notebook atual.
- Capacidade de exportação de gráficos e análise posterior pelo médico especialista.
- Capacidade de realizar o teste com vídeos.

Na Tabela 3.1.1 pode-se visualizar os módulos desenvolvidos durante o projeto proposto.

Tabela 3.1.1 – Módulos do Projeto

Item	Nome	Especificação 3
1	Óculos imageador	Adaptação do óculos imageador para suporte a novas tecnologias.
2	Câmera do exame	Câmera para visualização da sala do exame.
3	Placa de Captura	Compatibilidade da placa de captura com o sistema de imagens.
4	Software	Software para processamento de imagens

3.2 PRINCIPAIS DISPOSITIVOS

Os principais materiais e ferramentas utilizados no desenvolvimento do projeto foram:

- Óculos para análise vestibulo ocular.
- Uma Câmera de vídeo NTSC sensível a luz infravermelha.
- Uma placa de captura de imagens externa com interface usb.
- Uma fonte de alimentação para câmera e Leds.
- Computador para processamento das imagens.
- Uma webcam para visualização do paciente durante o exame.
- Software de desenvolvimento (Visual Studio e Sql Server).
- Servidor de armazenamento de dados.

3.3 PACOTES DE SOFTWARE UTILIZADOS

Os principais pacotes de software utilizados no desenvolvimento do projeto

são:

Microsoft Visual Studio 2010

- Solução dinâmica no desenvolvimento de aplicações Windows, Web, dispositivos móveis e periféricos (codificação e testes dinâmicos).
- Maior eficiência e velocidade no desenvolvimento de aplicações.
- Maior eficiência no desenvolvimento de sistemas entre equipes.
- Suporte a diversas linguagens de programação em uma mesma solução.
- Teste automatizado de classes (Teste de entrada-saída de métodos).
- Verificação de erros de codificação em tempo real.
- SQL Server 2008
- Alta Escalabilidade.
- Alto Nível de Segurança.
- Alta Estabilidade.
- Robustez.
- Suporte as novas tendências de mercado como “Cloud Computing”.
- Ferramentas ágeis para desenvolvimento de SW.
- Suporte Eficiente pela comunidade Microsoft.

Team Foundation Server

- Controle de versão;
- Suporte para diversos desenvolvedores e equipes para trabalho simultâneo.
- Controle de compatibilidade e sincronismo no desenvolvimento de aplicações entre times de desenvolvimento.

Linguagem C#

- Facilidade em sua utilização por disponibilizar uma larga biblioteca de classes documentadas pela Microsoft.
- Facilidade na integração de API's do Windows
- Linguagem desenvolvida com base no sistema operacional Windows.
- Possui uma equipe de apoio eficiente na comunidade Microsoft.
- Constante atualização das bibliotecas de desenvolvimento com base nas necessidades e tecnologias desenvolvidas atualmente.

Bibliotecas Utilizadas

- OpenCV é uma biblioteca desenvolvida pela Intel com o objetivo de aprimorar o "Computer Vision", visão computacional voltada a processamento de imagens, modelagem, processos, interação com o usuário. A biblioteca possui eficiência computacional no processamento de imagens com otimização para aplicações de tempo real. [BRADSKI, 2008].
- O Emgu CV é uma biblioteca de processamento de imagem que herda informação da OpenCV. O Emgu disponibiliza um maior número de métodos de processamento de imagens e inclui facilidades de utilização em suas diversas linguagens disponíveis.

3.4 REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO EXAME

A arquitetura do equipamento projetado permite a aquisição, armazenamento e processamento das imagens oculares. A Figura 3.1.1 apresenta um diagrama simplificado com as principais funções do equipamento bem como a sua arquitetura de forma mais abrangente.

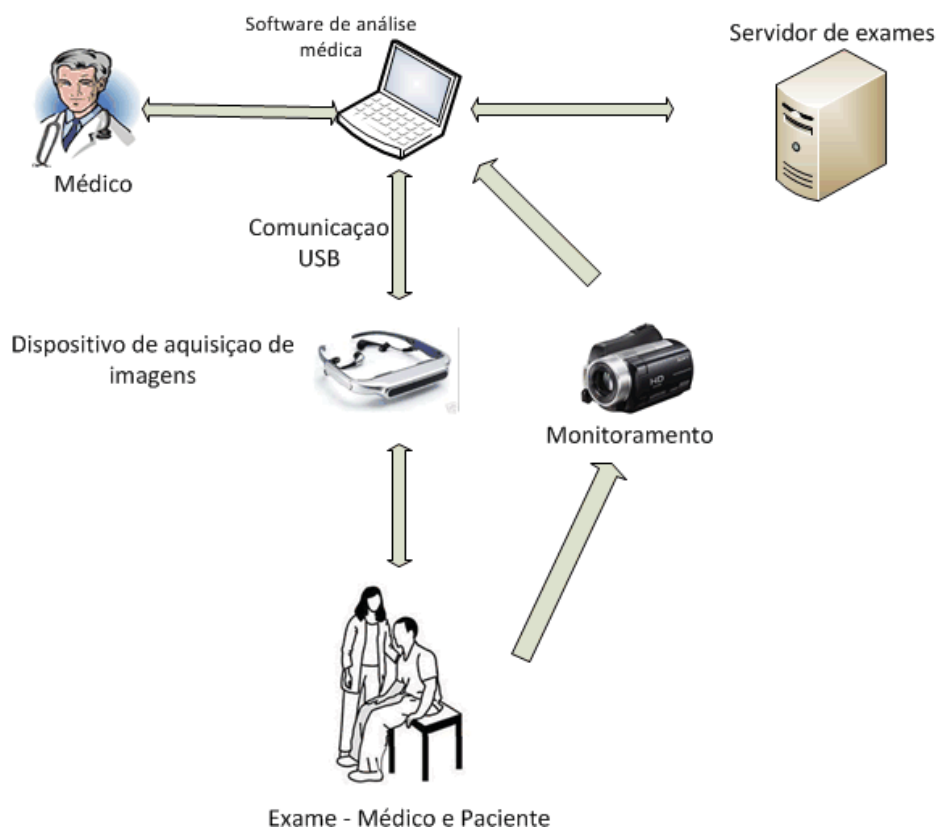


Figura 3.1.1 – Diagrama Básico do Exame

3.5 ARQUITETURA DO SOFTWARE

A arquitetura do software desenvolvida com base na Figura 3.1.2 possibilita a reutilização de código para futuros projetos como demonstra as linhas pontilhadas.

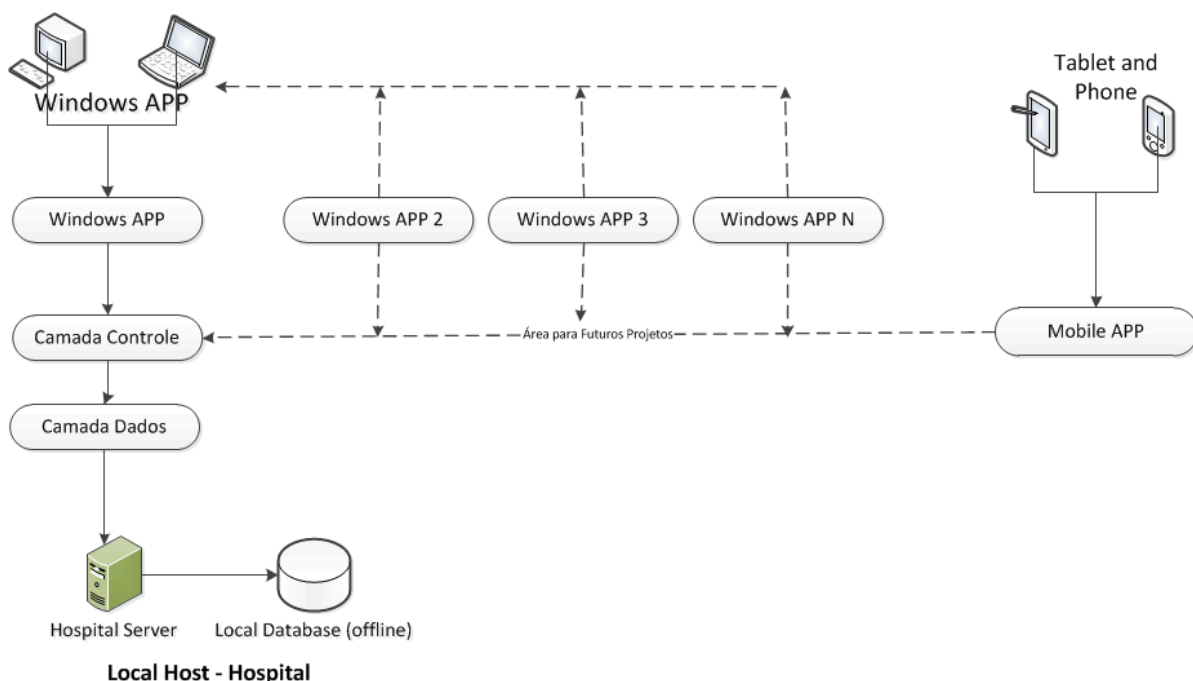


Figura 3.1.2 – Diagrama Básico do Software

Os módulos desenvolvidos com base na Figura 3.1.2 são descritos abaixo:

- **Camada Dados**

Responsável por todo e qualquer acesso ao banco de dados (“queries” do sistema).

- **Local Database**

O banco de dados do hospital (tabelas e informações do sistema).

- **Hospital Server**

O servidor do hospital (local de instalação do banco de dados).

- **Camada Controle**

São todas as regras, classes, métodos e filtros de imagem aplicados no sistema desenvolvido. Toda esta camada de acesso estará disponível para qualquer projeto a ser criado com base na arquitetura proposta, indiferente da linguagem utilizada ou aplicação.

- **Windows APP**

Área visual do sistema que fará uso dos métodos e controles da

“Camada Controle”.

3.5.1 DISPOSIÇÃO DA APLICAÇÃO NO VISUAL STUDIO

A arquitetura do software aplicada na ferramenta Visual Studio é composta por uma “Solution”, solução de projeto, chamada de “HospitalSystem”, com três projetos vinculados chamados “HospitalBusiness”, “HospitalData” e “WindowsHospitalSystem” respectivamente conforme Figura 3.1.3.

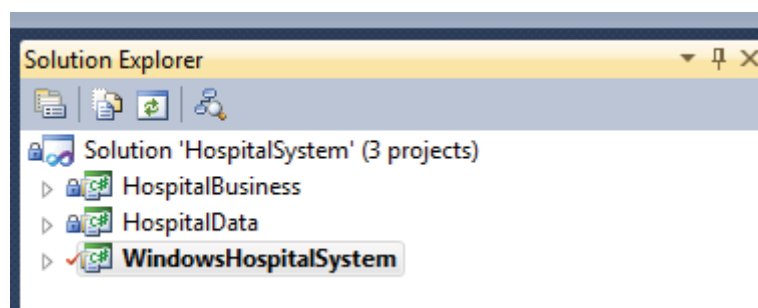


Figura 3.1.3 – Solução da aplicação na ferramenta Visual Studio.

3.5.1.1 DISPOSIÇÃO DA CAMADA DE DADOS NO VISUAL STUDIO

A camada de dados refere-se ao projeto como “HospitalData” no Visual Studio conforme Figura 3.1.4.

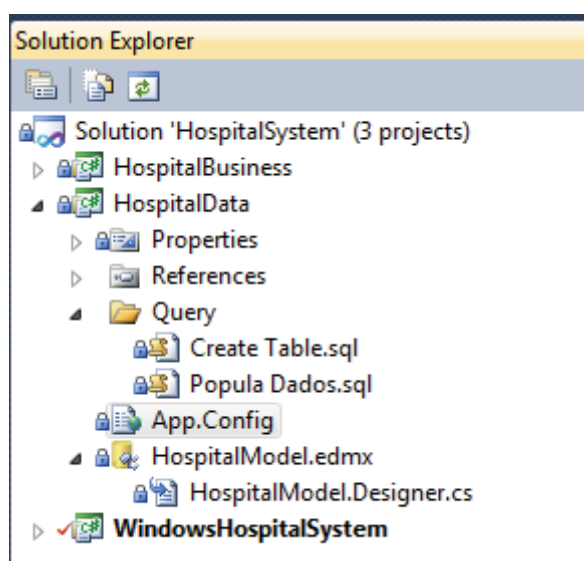


Figura 3.1.4 – Projeto HospitalData na ferramenta Visual Studio.

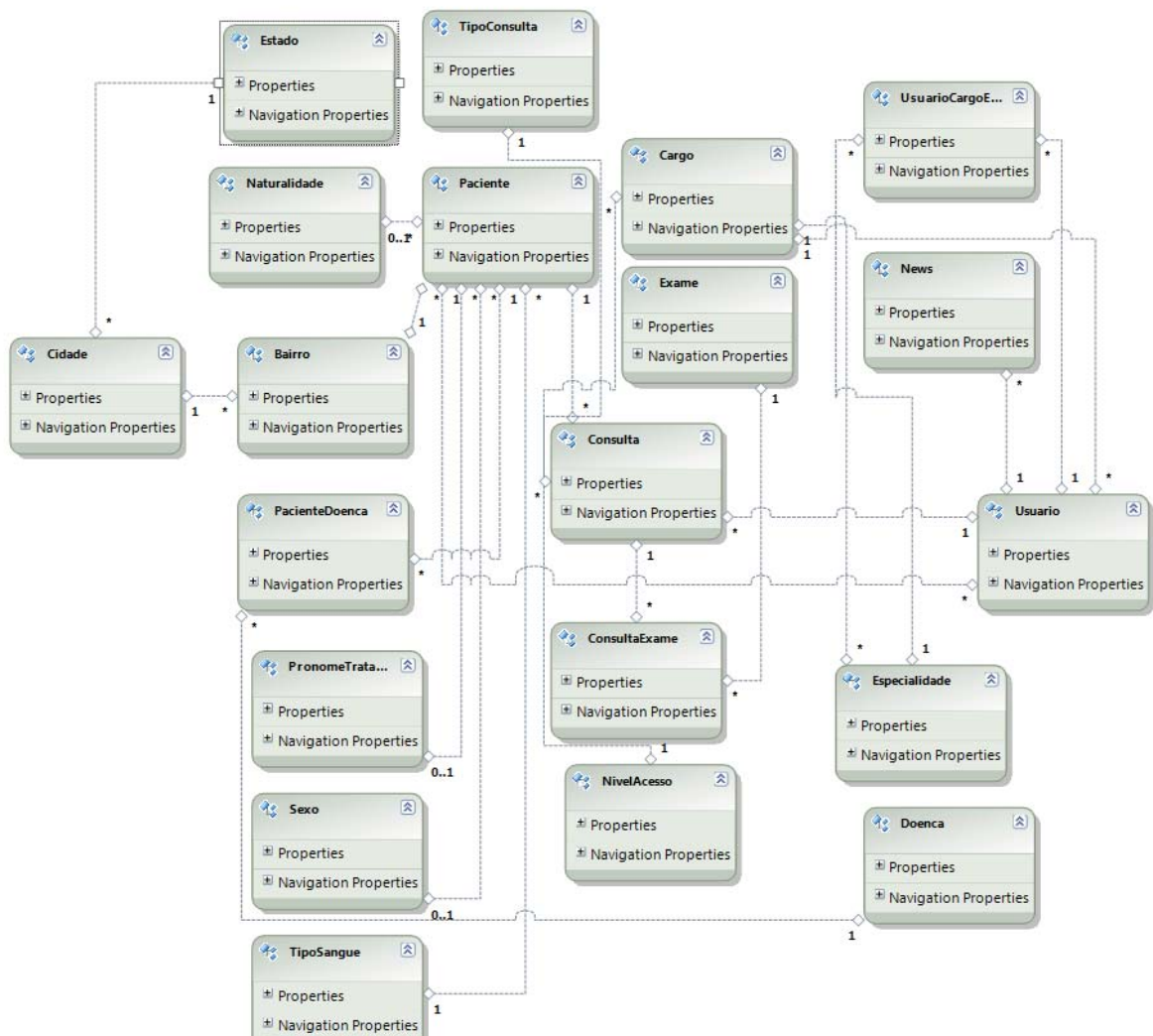


Figura 3.1.5 – Modelo ilustrado do banco de dados com suas conexões geradas pelo Visual Studio.

O projeto HospitalData é responsável pelo banco de dados hospitalar, nele há um banco de dados simulando um hospital real, no qual foi desenvolvido com base no Prontuário Eletrônico do Paciente (PEP). Neste projeto existem três principais arquivos listados abaixo:

- **Create Table.sql**
O arquivo possui todas as “queries”, códigos para banco de dados, para a criação das tabelas no banco de dados SQL SERVER.
- **Popula Dados.sql**
O arquivo possui todas as “queries”, códigos para banco de dados, para a inserção de dados nas tabelas do banco de dados SQL SERVER.

- **HospitalModel.edmx**

O arquivo possui o diagrama completo do banco de dados com todas as conexões entre tabelas conforme Figura 3.1.5.

3.5.1.2 DISPOSIÇÃO DA CAMADA DE CONTROLE NO VISUAL STUDIO

A camada de controle refere-se ao projeto como “HospitalBusiness” no Visual Studio conforme Figura 3.1.6.

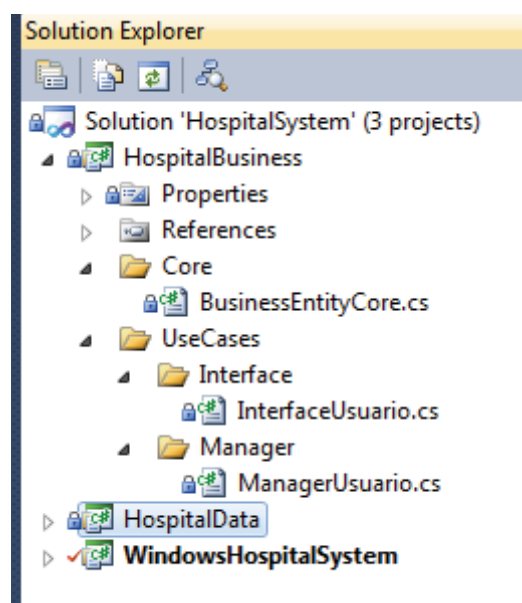


Figura 3.1.6 – Projeto HospitalBusiness na ferramenta Visual Studio.

A camada de controle é responsável pelas regras de controle da aplicação, manipulação de dados e acesso ao banco de dados. As manipulações e regras estão divididas entre os arquivos que contem as palavras “Manager” e “Interface”. Os arquivos “Manager” possuem os controles da aplicação divididos por categorias, enquanto os arquivos “Interfaces” organizam os dados de forma a serem visualizados em áreas restritas do software. Esta divisão foi realizada com o objetivo de manter a segurança do software bem como a facilidade de reutilização dos métodos de visualização em futuros projetos inseridos na solução “HospitalSystem” para diferentes plataformas.

O projeto “HospitalBusiness”, após sua finalização poderá ser encapsulado

em forma de arquivo com extensão “.DLL”, sendo assim será possível ser utilizada pelos demais projetos sem acesso aos códigos de sua construção garantindo segurança e escalabilidade.

3.5.1.3 DISPOSIÇÃO DA CAMADA APLICAÇÃO NO VISUAL STUDIO

A camada de aplicação refere-se ao projeto como “WindowsHospitalSystem” no Visual Studio conforme Figura 3.1.7.

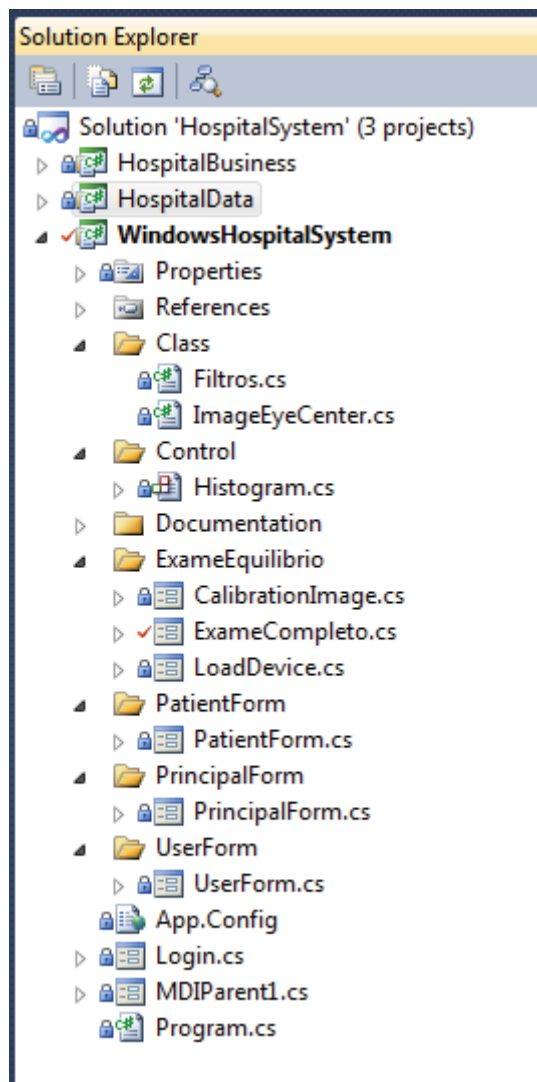


Figura 3.1.7 – Projeto WindowsHospitalSystem na ferramenta Visual Studio.

A Camada de Aplicação refere-se ao software de controle de equilíbrio desenvolvido para quantização dos movimentos oculares em resposta ao sistema

vestibular. “A aplicação possui todas as suas telas divididas nos arquivos com extensão “.cs”, nas pastas contendo a palavra “Form”.

O arquivo “ImageEyeCenter.cs” é uma classe composta por uma imagem, localização do centro ocular, valor de área do olho e informações referentes a imagem associada utilizada como retorno dos métodos da classe “Filtros.cs”

O arquivo “Filtros.cs” possui todos os códigos de manipulação de imagens. Os códigos estão divididos em métodos e cada método é composto principalmente de técnicas de processamento de imagens utilizadas na construção do projeto conforme Figura 3.1.8 abaixo.

```
class Filtros
{
    private System.Drawing.Bitmap image = null;
    Invert Inverter_Filter = new Invert();

    private Bitmap ApplyFilter( IFilter filter, Bitmap image )...
    //
    public Bitmap Grayscale(Bitmap img)...
    public int Threshold_automatic(AForge.Controls.Histogram histogram_Gray)...
    public ImageEyeCenter ProcessImage(Bitmap bitmap, int MinHeight, int MinWidth)...
    private AForge.Point ProcessImage_point(Bitmap bitmap, int MinHeight, int MinWidth)...
    public ImageEyeCenter ProcessImageCenter(Bitmap imagem)...
    public Image<Gray, Byte> Emgu_Threshold(Image<Bgr, Byte> imgOriginal, Double Min, Double Max)...
    public ImageEyeCenter Emgu_ProcessImageCenter(Image<Gray, Byte> img_Grayscale, Image<Bgr, Byte> imgOriginal)...
    public ImageEyeCenter Emgu_ProcessImageCenter(Image<Gray, Byte> img_Grayscale, Image<Bgr, Byte> imgOriginal, double area, int percent)...
    public double Emgu_AreaObject(Image<Gray, Byte> img_Grayscale)...
    public Image<Bgr, Byte> Img_cut_percent(Image<Bgr, Byte> imgOriginal, int percent)...
```

Figura 3.1.8 – Visualização dos métodos do arquivo Filtros no Visual Studio.

Descrição dos métodos mais utilizados durante o desenvolvimento do software:

- **public Bitmap Grayscale(Bitmap img):**
O método realiza a transformação de imagens coloridas em formato RGB 24bpp para imagens em tons de cinza no formato 8bpp.
- **public int Threshold_automatic(AForge.Controls.Histogram histogram_Gray):**
O método realiza o calculo automático do Threshold em busca do nível de cinza com maior ocorrência entre os 50 primeiros níveis.
- **public ImageEyeCenter ProcessImage(Bitmap bitmap, int MinHeight, int MinWidth):**

O método realiza a busca do maior objeto que esteja com área entre os valores mínimos e máximos definidos pelo usuário na imagem de referência. Este método é utilizado para encontrar o olho humano dentro da imagem, ignorando manchas de pele ou reflexo da fonte de iluminação.

- ***public Image<Gray, Byte> Emgu_Threshold(Image<Bgr, Byte> imgOriginal, Double Min, Double Max):***

O método realiza a aplicação do Threshold na imagem de referência com base dos valores definidos pelo usuário.

- ***public ImageEyeCenter Emgu_ProcessImageCenter(Image<Gray, Byte> img_Grayscale, Image<Bgr, Byte> imgOriginal)***

O método realiza a união das informações da imagem original do olho com a imagem já processada do centro da pupila. O objetivo da união é criar uma nova imagem com ambas as informações e disponibilizá-la na área visual.

- ***public ImageEyeCenter Emgu_ProcessImageCenter(Image<Gray, Byte> img_Grayscale, Image<Bgr, Byte> imgOriginal, double area, int percent).***

O método realiza a busca do maior objeto na imagem, calcula área do objeto, verifica sua porcentagem representativa no conjunto de objetos existentes, calcula o centro do objeto com base nos pontos de seu perímetro.

- ***public double Emgu_AreaObject(Image<Gray, Byte> img_Grayscale)***

O método realiza o calculo de todas as áreas de objetos encontrados na imagem, retornando somente a maior área.

- ***public Image<Bgr, Byte> Img_cut_percent(Image<Bgr, Byte> imgOriginal, int percent)***

O método realiza a redução do tamanho da imagem com início nos quatro vértices da imagem em direção ao centro. O objetivo desta redução é diminuir a área de processamento.

3.6 ALGORITMO DESENVOLVIDO

O algoritmo desenvolvido para calcular o centro da pupila foi projetado em blocos sequenciais em sua execução, conforme Figura 3.1.9.

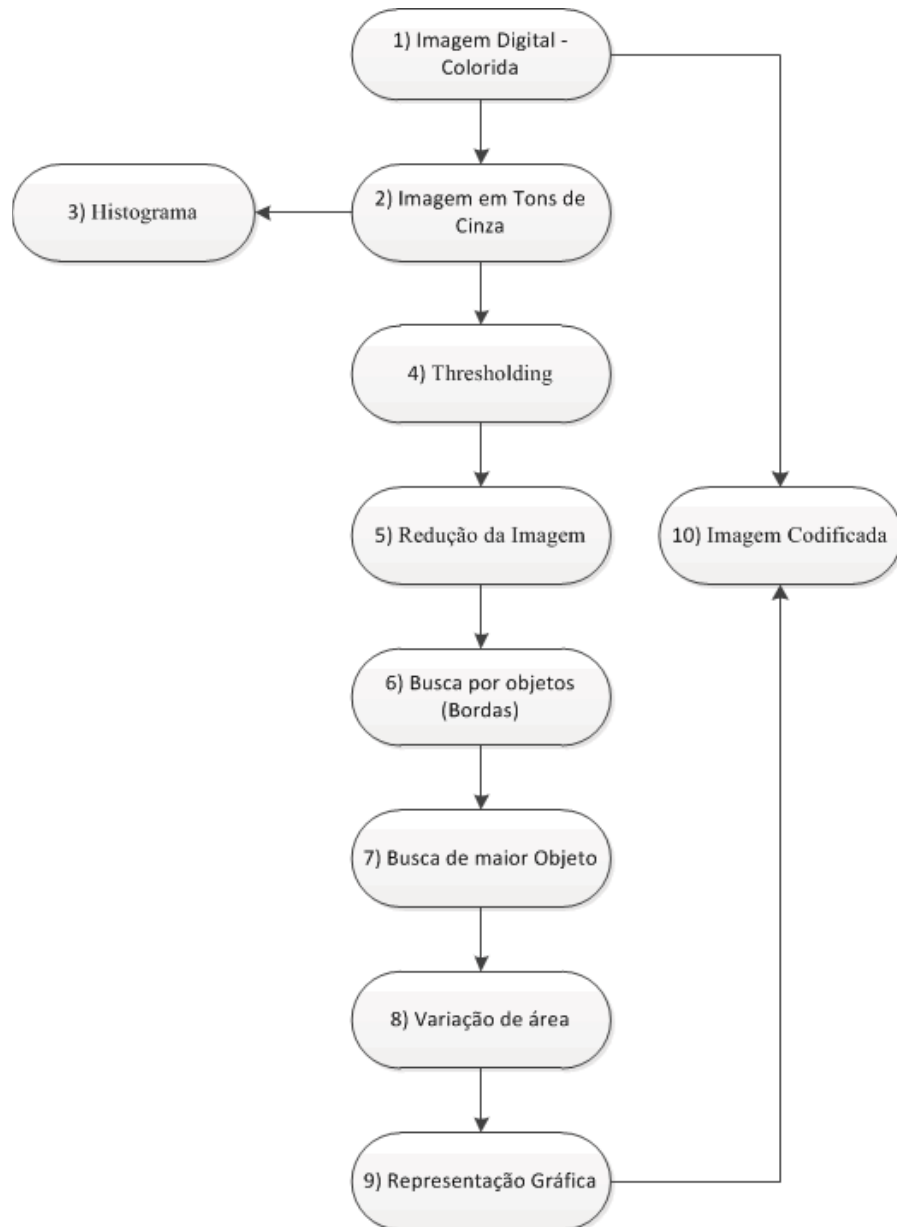


Figura 3.1.9 – Diagrama Básico do Algoritmo.

Os itens a seguir, descrevem as diferentes fases do processamento da imagem realizado pelo sistema de acordo com a Figura 3.1.3.

- **Imagem Digital (Colorida)**

O sistema busca todos os dispositivos de imagens disponíveis no sistema operacional tais como placas de captura e câmeras USB. Os dispositivos detectados poderão ser provenientes de quaisquer entrada do sistema.

- **Imagem em Tons de Cinza**

O programa realiza a conversão da imagem original 24bpp em uma imagem

em tons de cinza de 8bpp. A conversão é realizada somente se a saída do dispositivo de hardware não for adequada para o software. Esta conversão é realizada com análise de cada um dos pixels coloridos e convertendo para o pixel em tom de cinza correspondente.

- **Histograma**

O programa realiza a análise da imagem em tons de cinza e a representa graficamente em forma de histograma.

- **Thresholding**

O programa realiza o Thresholding de acordo com o intervalo fornecido pelo usuário, com o objetivo de isolar a pupila. A imagem em tons de cinza é convertida para o formato preto e branco. O Thresholding é realizado com a varredura da imagem em tons de cinza isolando os pixels com intensidade de cinza no intervalo fornecido pelo usuário. Os pixels detectados receberão o valor de “255”, cor branca, e os demais pixels receberão o valor “0”, cor preta, construindo uma nova imagem em preto e branco.

- **Redução da Imagem**

O programa realiza a redução da imagem, com início nas imagens das quatro bordas em direção ao centro de acordo com a configuração do usuário. A redução tem como objetivo diminuir a área de processamento não utilizada no exame proposto. Este processo de redução realiza a segmentação da imagem.

- **Busca por objetos (Bordas)**

O programa busca todas os objetos ou artefatos disponíveis na imagem. O programa realiza a análise dos objetos de acordo com suas bordas fechadas admitindo vizinhança de 8 pixels conforme item 2.1.1.

- **Busca de maior Objeto (Cálculo de Área)**

O programa realiza o cálculo da área de todos os objetos segmentados na imagem e isola o objeto de maior área. Este filtro é realizado com o objetivo de isolar a pupila de eventuais manchas de mesmo nível de cinza da pupila.

O cálculo da área é realizado de acordo com o perímetro do artefato encontrado, logo quaisquer variações localizadas internamente no perímetro do objeto não haverá variações no cálculo de sua área, pois será realizado o preenchimento do objeto a partir do seu perímetro.

- **Varição de área**

O programa previamente configurado pelo usuário, porcentagem máxima de variação aceita no teste, realiza a comparação da maior área de objeto encontrado na imagem com taxa de variação inicialmente selecionada pelo usuário. Caso a maior área encontrada esteja com variação superior com a porcentagem selecionada pelo usuário, o frame será ignorado pelo programa. Este teste de área é realizado para evitar a demonstração gráfica de eventuais falhas no processamento da imagem provenientes de fontes de luz, sombra dos cílios, piscadas, alta taxa de ruído ou falhas de hardware.

- **Representação Gráfica (Centro do artefato)**

O programa realiza o cálculo do centro do artefato com base nos pixels de sua borda e respectiva área representada por N pixels. O gráfico do centro da pupila é atualizado a cada novo frame. O eixo X do gráfico representa a posição X_c e Y_c do centro da pupila diferenciado por cores distintas. O eixo Y do gráfico representa o frame processado. Para a realização do cálculo do centro do objeto é utilizado a equação abaixo:

$$x_c = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i, \quad y_c = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i$$

- **Imagem Codificada**

A imagem original é modificada com o objetivo de demonstrar o ponto central calculado pelo sistema. Nesta etapa, é realizada a união das informações da imagem original com a imagem já processada.

3.7 DISPOSITIVOS DE HARDWARE DESENVOLVIDOS

Durante a realização do projeto, foi necessário realizar algumas adaptações no óculos de captura das imagens oculares e realizar o desenvolvimento de uma placa usb para alimentação de câmeras e leds.

A placa desenvolvida, tem o objetivo de remover a necessidade de utilização de uma placa de captura e fonte de alimentação externa. Com a utilização da placa desenvolvida, será possível substituir as câmeras de vigilância anexadas no óculos

por câmeras USB comuns com menor custo e facilidade de substituição. Porém apesar de seu desenvolvimento, não foi possível utiliza-las no projeto por não haver câmera USB comercial com sensibilidade adequada para o exame.

3.7.1 PLACA USB DESENVOLVIDA

A primeira etapa do desenvolvimento da placa USB consistiu no projeto do circuito impresso. Para esta tarefa, foi utilizado o software ORCAD 10.0.

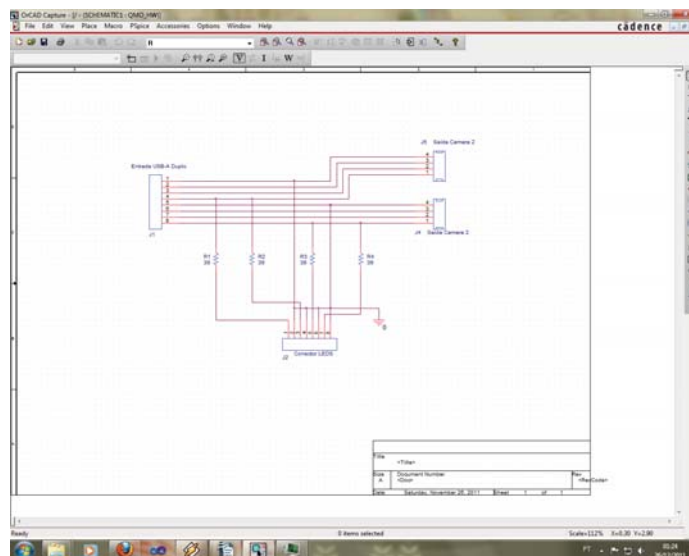


Figura 3.2.0: Tela do projeto elétrico do circuito

A partir do circuito desenhado, foi desenvolvido um mapa de conexões entre os componentes do circuito para futuramente exportá-lo para a ferramenta que irá gerar o layout do circuito a ser impresso. Com o mapa concluído, inicia-se o processo de roteamento da placa, que poderá ser realizado de modo automatizado ou manual. O modo manual foi utilizado com o objetivo de se obter uma melhor relação entre o tamanho e a disposição dos componentes na placa.

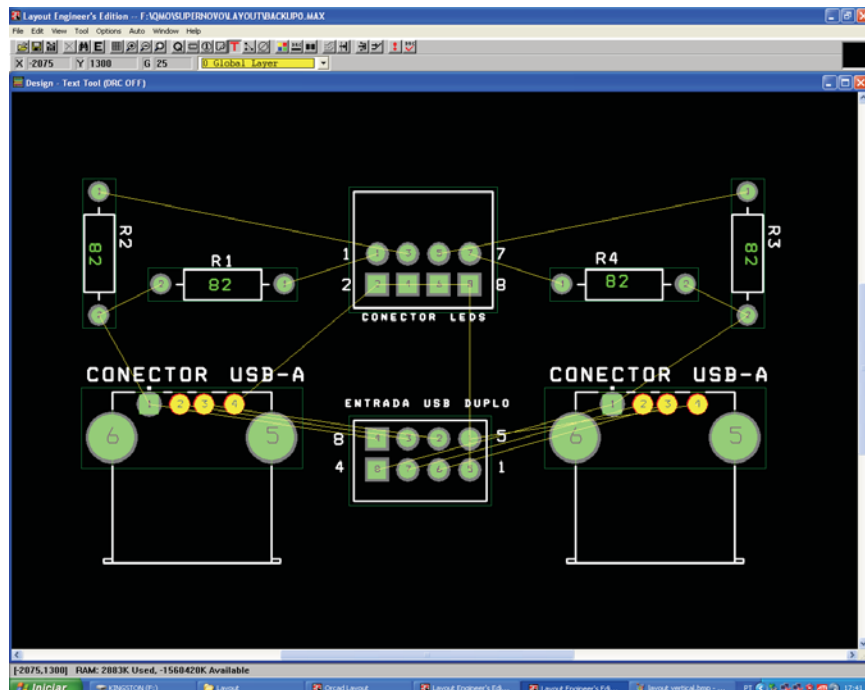


Figura 3.2.1: Desenho do circuito e suas conexões no início de seu desenvolvimento

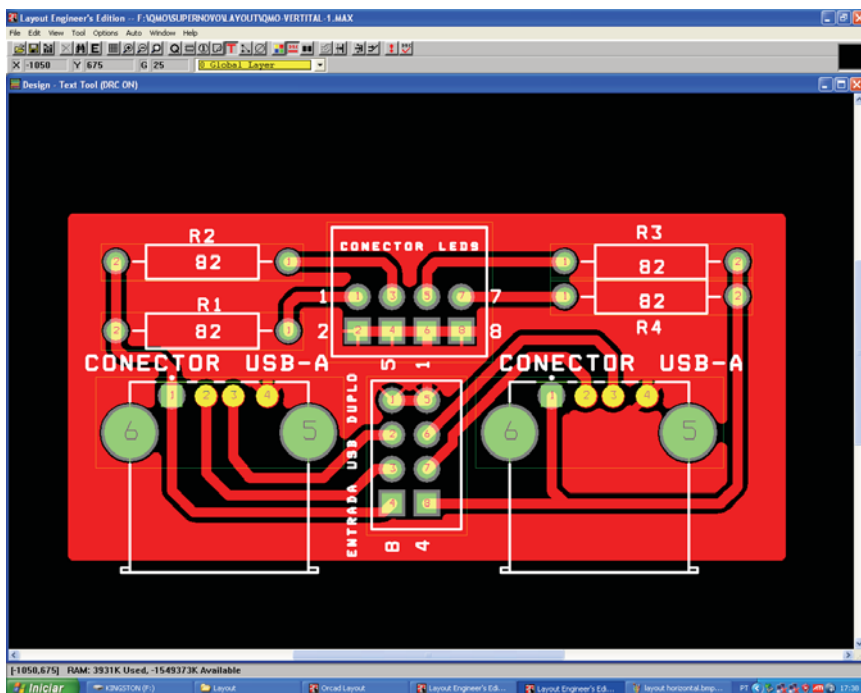


Figura 3.2.2: Desenho do circuito e suas conexões após o roteamento finalizado.

Após o roteamento do circuito finalizado, foi realizado a impressão do layout em um papel fotográfico através de uma impressora a laser. O papel é sobreposto à placa de fenolite para que o desenho seja transferido do papel para a placa através de um processo térmico, efetuado com o auxílio de uma prensa em um processo similar a serigrafia. Ao fim desse procedimento, foi realizado a corrosão da placa e

seus acabamentos. O processo de corrosão é realizado imergindo-se a placa em uma solução de perclorato de ferro. Através da reação química entre o perclorato de ferro e o cobre, a placa mantém o cobre coberto pela serigrafia e tem corroído o cobre descoberto que acaba depositado no fundo do recipiente. O acabamento é realizado aplicando-se verniz na placa. Após estes processos, é realizada então a soldagem dos componentes na placa.



Figura 3.2.3: Placa de fenolite sendo corroída.

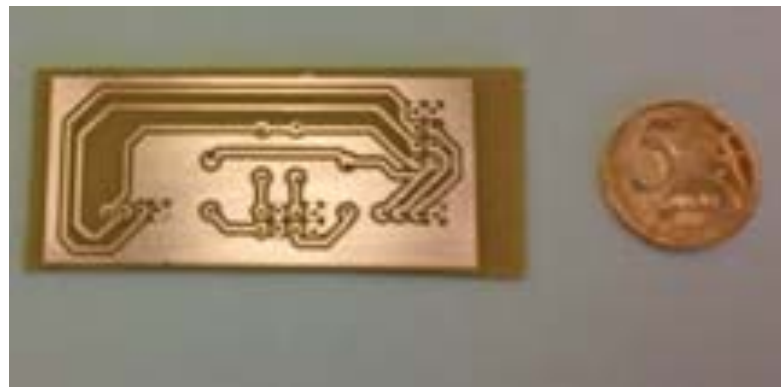


Figura 3.2.4: Placa de circuito impresso corroída.

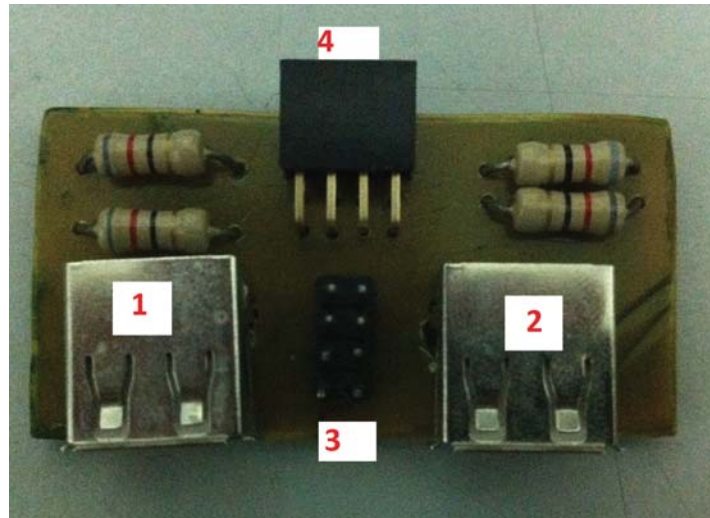


Figura 3.2.5: Placa pronta para utilização.

A placa desenvolvida conforme Figura 3.2.5 poderá ser inserida no dispositivo de captura de imagens oculares. Os índices da Figura 8 representam:

1. Câmera 1 USB comercial.
2. Câmera 2 USB comercial.
3. Conector USB universal a ser conectado no computador. Este conector receberá as informações de ambas as câmeras e alimentará os Leds do item 4 a partir do computador.
4. Conexão para 4 Leds infravermelhos.

O desenvolvimento desta placa possibilitará a partir do momento que haver câmeras USB comerciais sensíveis a faixa de iluminação da luz infravermelha, a remoção da fonte de energia externa e a placa de captura das imagens. O software desenvolvido neste projeto, possui suporte para câmeras USB comerciais e câmeras de vídeo com a utilização de placas de captura sem quaisquer distinção. Indiferente da fonte de recepção de imagem utilizada, o software desenvolvido funcionará sem quaisquer diferença em nível de usuário.

3.7.2 ADAPTAÇÕES DO ÓCULOS DE CAPTURA DE IMAGENS

O projeto utilizou a ferramenta de captura de imagens dos olhos do projeto de mestrado de [FIGUEIRA,2007]. A ferramenta de captura de imagens utiliza uma placa de captura Matrox com bibliotecas proprietárias de desenvolvimento, sistema operacional Windows 98 e porta serial de conexão conforme figura 3.2.6

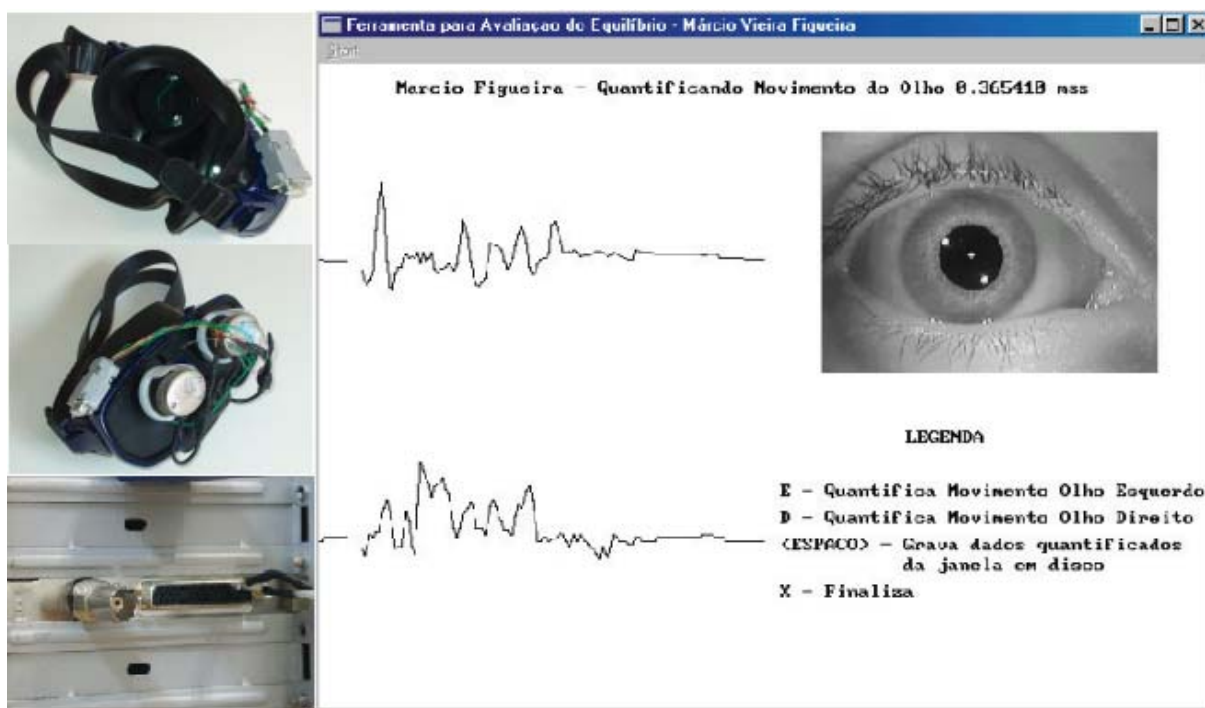


Figura 3.2.6: Hardware e software originais. Fonte FIGUEIRA (1997)

Neste trabalho, com o objetivo de tornar o instrumento de captura de imagens portátil, escalável e compatível com sistemas operacionais atuais sem a necessidade de utilização de placas de captura proprietárias como a Matrox, foi necessário realizar modificações de hardware no projeto. Estas modificações realizadas foram:

- Atualização das câmeras de Imagem.
- Modificação do sistema de alimentação para possibilitar a utilização de baterias ou fontes externas.
- Atualização para suporte a placas de captura externa ou interna. O software possibilita a utilização de câmeras sem fio ou receptores sem fio se o usuário considerar necessário.
- Redução dos custos de projeto.
- Maior mobilidade com a utilização de notebooks.

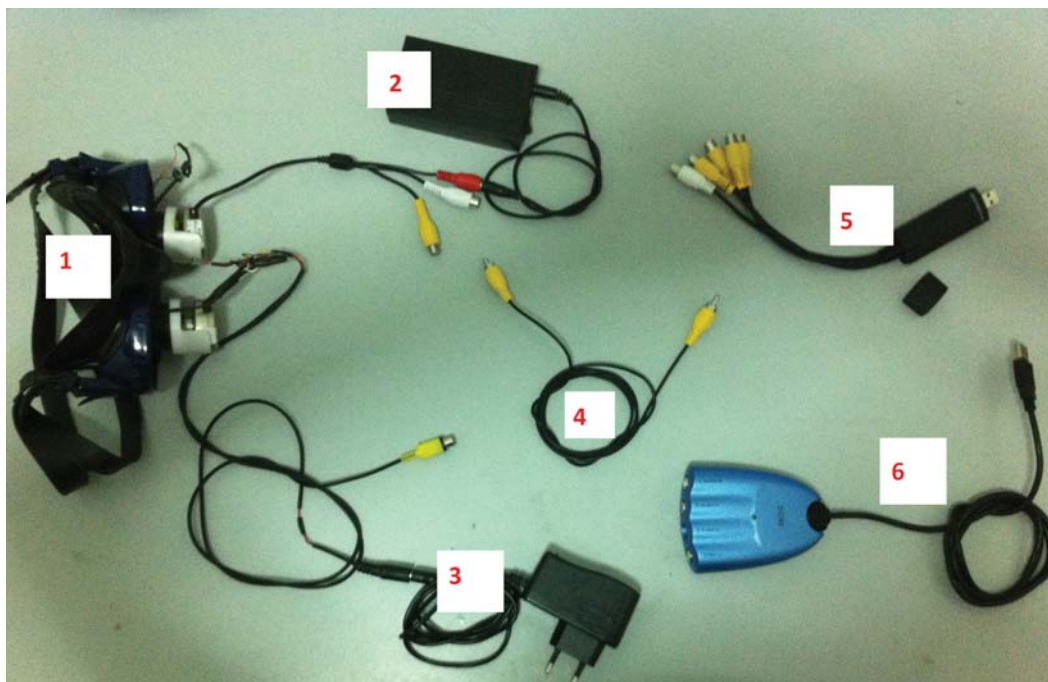


Figura 3.2.7: Hardware modificado.

O hardware modificado de acordo com a figura 3.2.7 possui os índices de acordo com a legenda abaixo:

1. Ferramenta de captura de imagens com substituição das câmeras.
2. Bateria de alimentação 12v.
3. Fonte de alimentação 12v.
4. Cabo de conexão da câmera para a placa de captura.
5. Placa de captura de imagens USB de 30fps com suporte para 4 câmeras (sinal padrão de vídeo composto).
6. Placa de captura de imagens USB de 30fps com suporte para 1 câmera (sinal padrão de vídeo composto).

As referências 2 e 3 assim como as referências 5 e 6 são mutuamente excludentes. Caso seja possível a utilização da placa USB desenvolvida no projeto de acordo com o figura 3.2.5, será possível remover os itens 4, 5, 6, 3, 2 da figura 3.2.7 conforme disponibilidade de uma câmera USB com sensibilidade satisfatória para o teste proposto.

3.8 SOFTWARE DESENVOLVIDO

Neste tópico serão descritas as telas do software bem como sua utilização. O

fluxo de utilização do software seguira o diagrama conforme Figura 3.1.9.

3.8.1 REQUISITOS DE SISTEMA

Para a utilização do software desenvolvido foi estabelecida a seguinte configuração como requisito mínimo para sua execução:

- **Processador:** Core i3 2.4Ghz ou superior (suporte a processadores AMD equivalente).
- **Memoria:** 4Gb ddr3 1066 ou superior
- **Espaço em Disco:** 2Gb
- **Internet:** Banda Larga de 1Mb para acesso ao banco de dados. (Excludente em caso de Servidor local).
- **Monitor:** Resolução Full HD 1980 x 1024 pixels
- **Placa de Captura:** Plug and Play com 30fps ou superior (compatível com o sistema operacional utilizado).
- **Sistema Operacional:** Windows 7 com SP3, Windows 8 ou superior.

3.8.2 FLUXO DE UTILIZAÇÃO

O software segue o fluxo de utilização conforme Figura 3.1.9 após o Login de usuário ser realizado com sucesso. Abaixo será descrito todos os passos de utilização do software.

1. **Login de Usuario:** O usuário deverá logar no sistema em sua abertura. Após 3 tentativas sem sucesso o sistema irá fechar o software automaticamente.

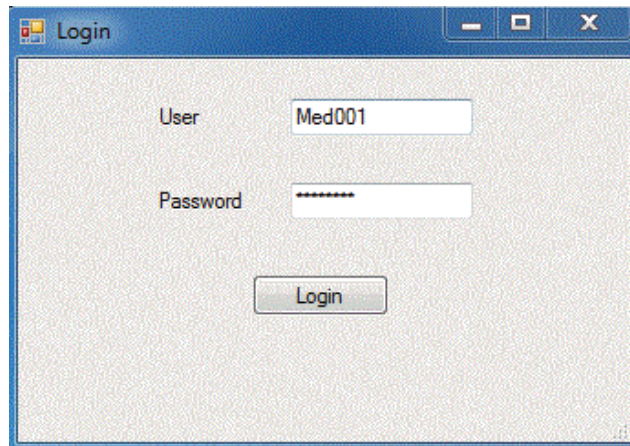


Figura 3.2.8: Login de Usuário.

- 2. Tela de Abertura:** Na tela de abertura o usuário poderá visualizar os seus dados de cadastro, selecionar o paciente, verificar as câmeras oculares e as câmeras da sala de testes.

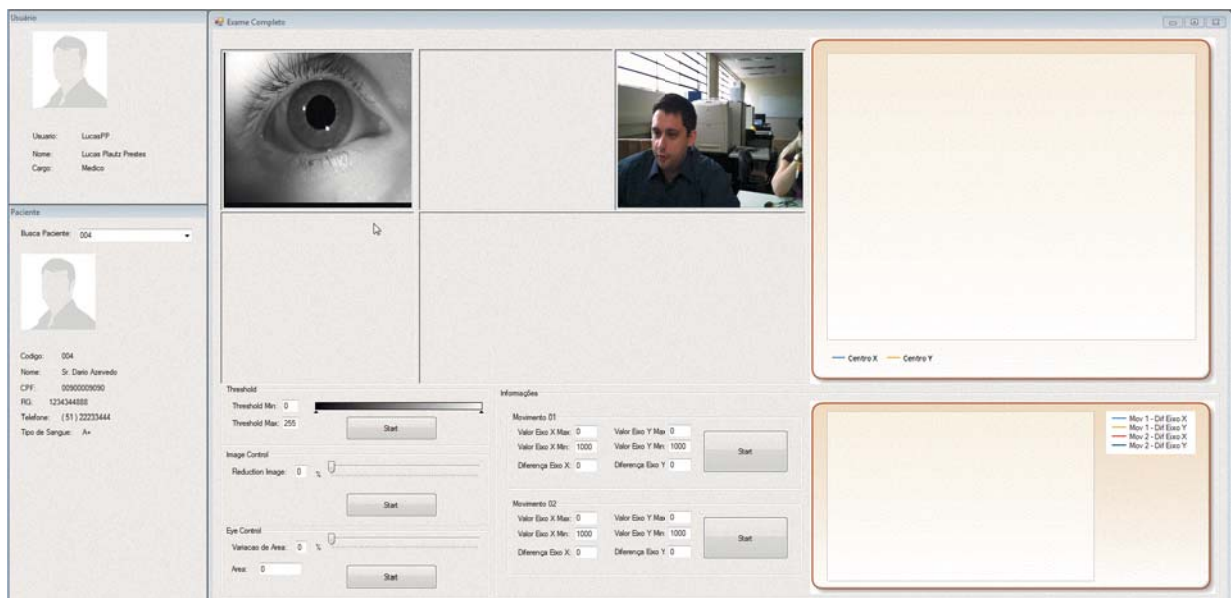


Figura 3.2.9: Tela geral do sistema.

- 3. Calibração da imagem ocular:** Neste passo, o usuário irá iniciar o processo de calibração do Thresholding com base no histograma da imagem em tons de cinza. Esta calibração tem como objetivo isolar a pupila com o menor número possível de artefatos.

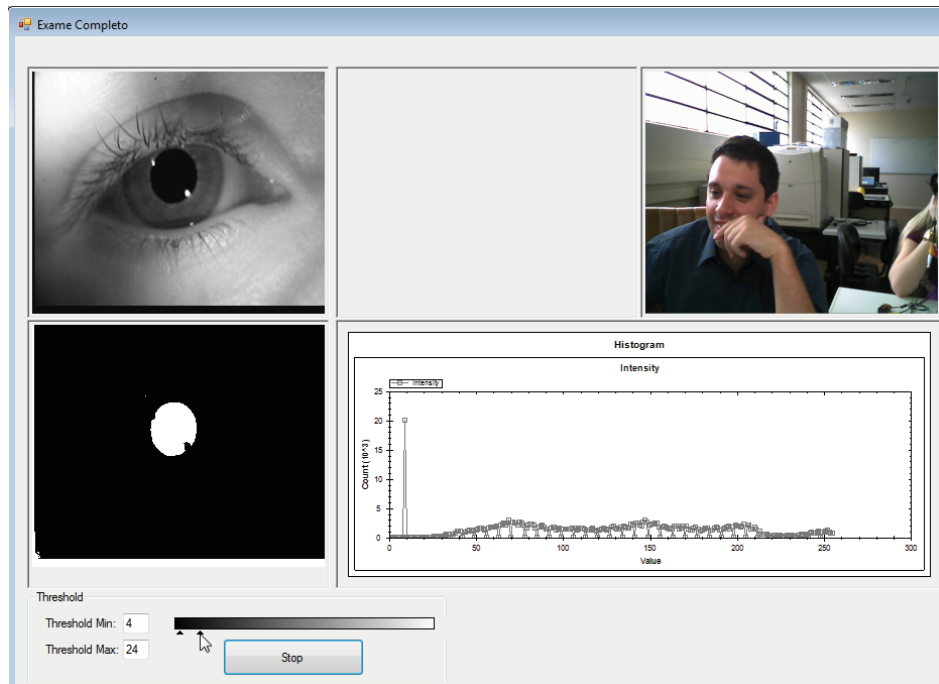


Figura 3.3.0: Tela de calibração.

4. Controle de redução da imagem: Neste passo o usuário poderá se julgar necessário, reduzir a área de processamento do olho do paciente. Esta redução ocorrerá com uma redução em porcentagem de área da imagem do olho, com início nos 4 vértices em direção ao centro. Com esta redução o processamento será mais rápido, reduzirá o numero de artefatos que poderão ocorrer nas extremidades da imagem e excluirá eventuais falhas nas bordas da imagem por utilização de câmeras de baixa qualidade.

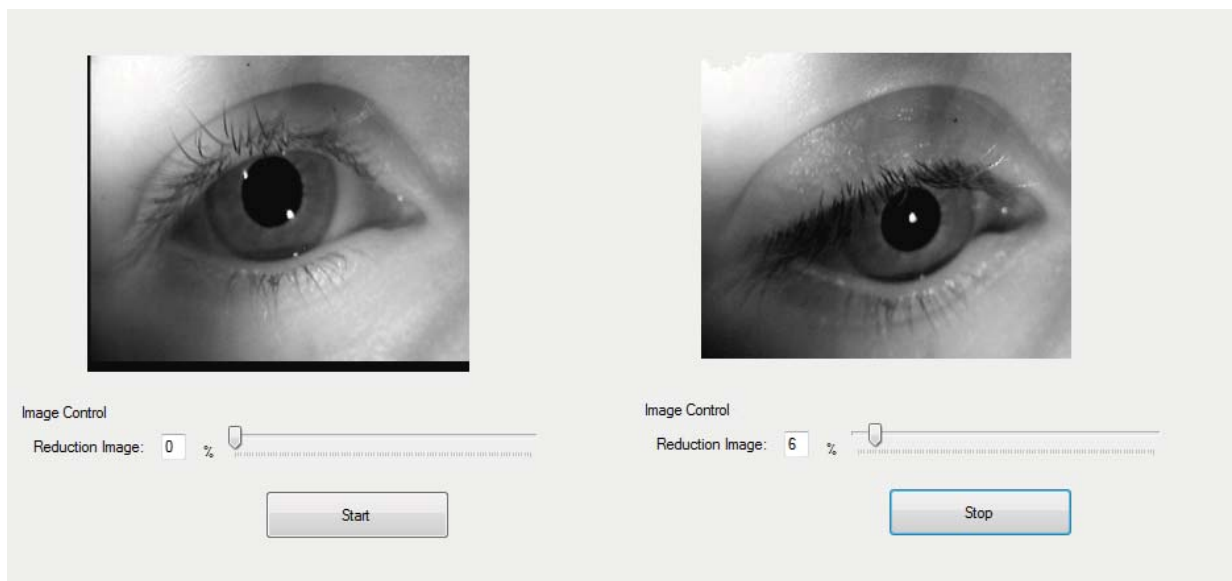


Figura 3.3.1: Redução da imagem em 6%.

5. Controle de Área: Neste passo, o investigador poderá julgar necessário limitar a variação máxima de área permitida para o maior artefato, pupila, após os filtros anteriores realizados. Em tempo real a área do maior objeto é calculada e o investigador deverá solicitar ao paciente que realize movimentos oculares, com o objetivo de calibrar a variação máxima permitida da elipse da pupila. Com esta calibragem será possível aferir o máximo nível de ruído aceito durante os testes, detectar piscadas e detectar movimentos nos quais ocorra interferência dos cílios entre a pupila e a câmera.

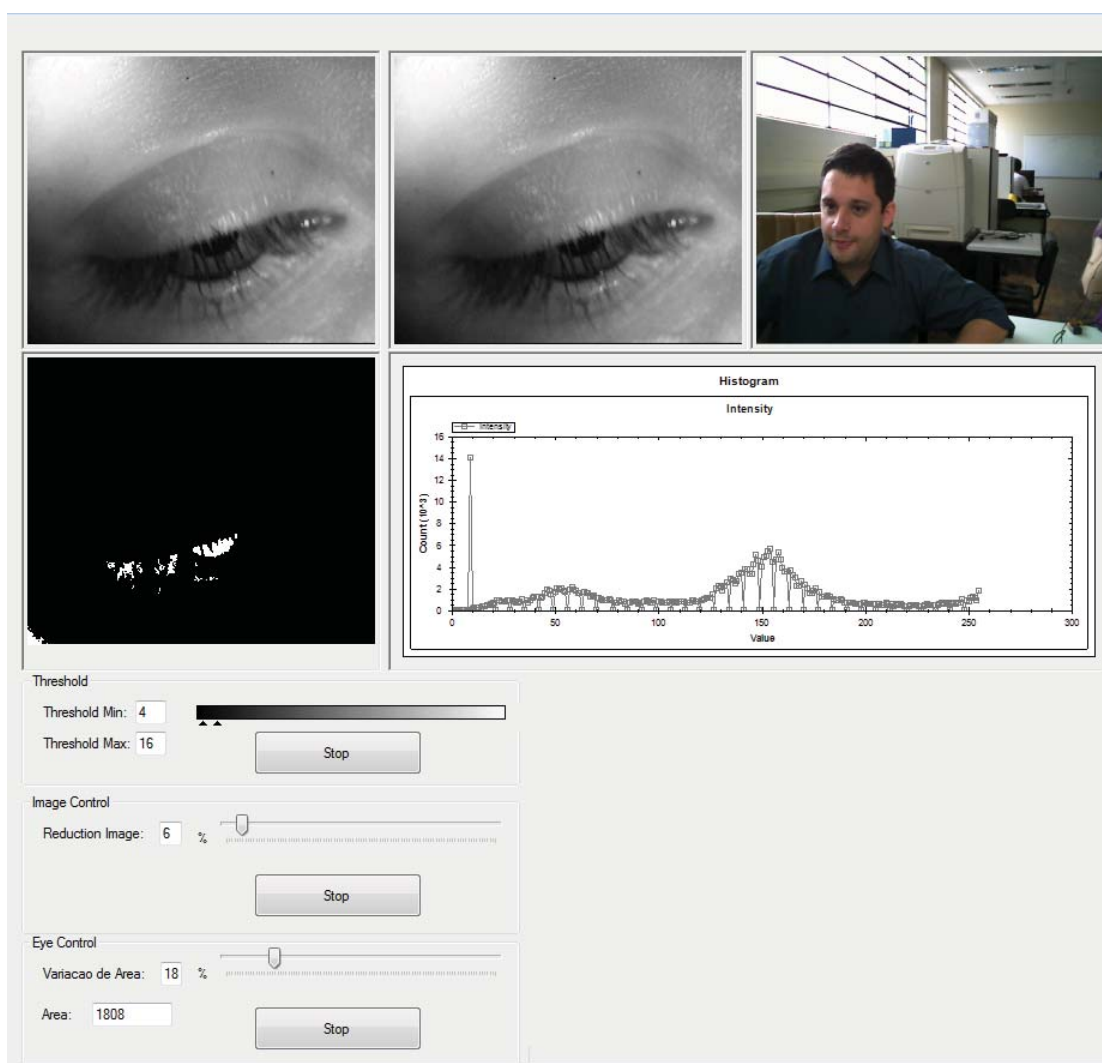


Figura 3.3.2: Imagem, quadro de vídeo, da área da pupila ignorado por não atender a variação máxima de 18% selecionada pelo usuário.

6. Visualização do Gráfico de Centro da Pupila: Neste passo, o usuário poderá visualizar o gráfico da variação do centro da pupila em tempo real, frame a frame. O eixo das ordenadas do gráfico corresponde à posição do centro da pupila – em azul a coordenada X do centro da pupila, em laranja a coordenada Y. O eixo das abscissas corresponde ao número do frame atual (tempo).

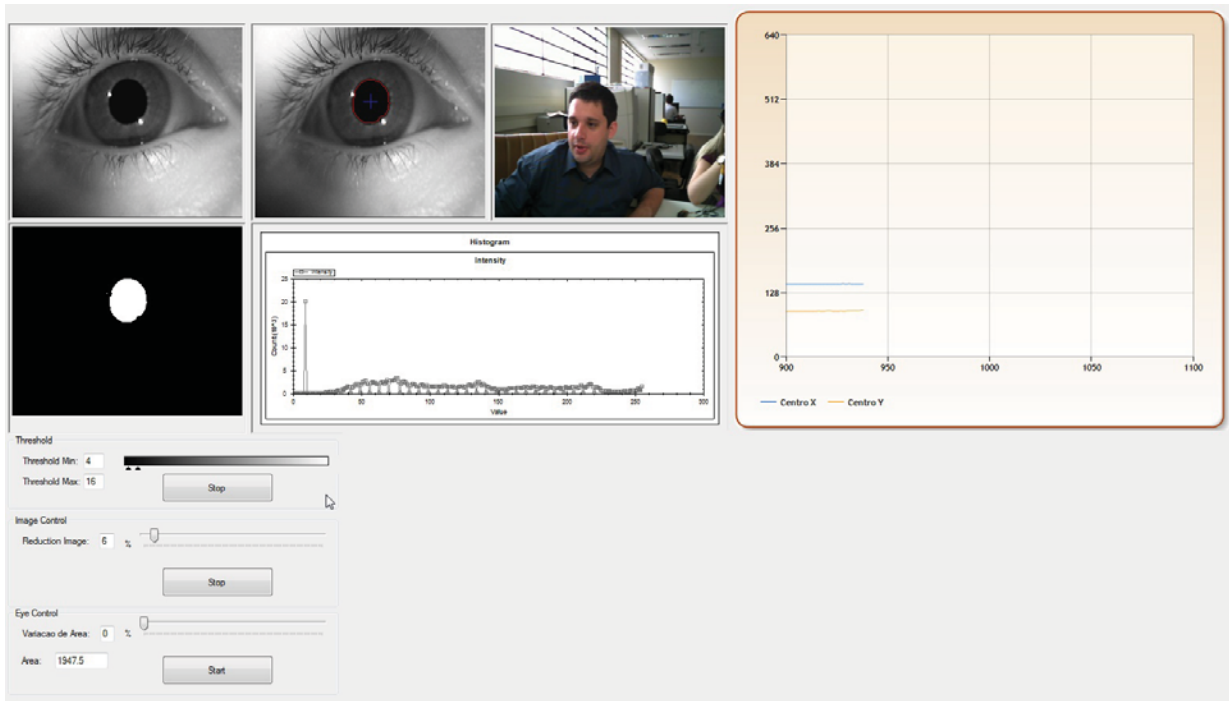


Figura 3.3.3: Imagem completa do centro da pupila plotado no gráfico.

7. Visualização do Gráfico de Suporte a Análise de Variação do Movimento Ocular: Neste passo, o usuário poderá se julgar necessário utilizar os controles de análise de movimento para obter informações durante o período que for acionado o botão Start do respectivo movimento.

Os botões disponíveis para a utilização pelo usuário, possuem as seguintes ações:

- **Start** – O período em que o botão é acionado e posteriormente desativado é ativado o algoritmo que irá salvar os pontos centrais da pupila em memória.
- **Clear Data** – Realiza a limpeza do período em memória anterior armazenado.
- **Export CSV** - Exporta os dados obtidos para um arquivo com

extensão “.CSV”. Esta extensão de arquivo é utilizado para exportação de dados gráficos e compatível com o Microsoft Excel.

- **Plot** – Realiza a plotagem do gráfico com as informações armazenadas em memória no gráfico.
- **Clear** – Realiza a limpeza da área gráfica. Irá apagar somente a visualização do gráfico atual, não irá apagar as informações em memória.
- **Import Config** - Realiza a importação a partir de um arquivo das configurações do usuário com os respectivos filtros de acordo com o arquivo.
- **Export Config** - Realiza a exportação para um arquivo das configurações do usuário com os respectivos filtros já previamente configurados.

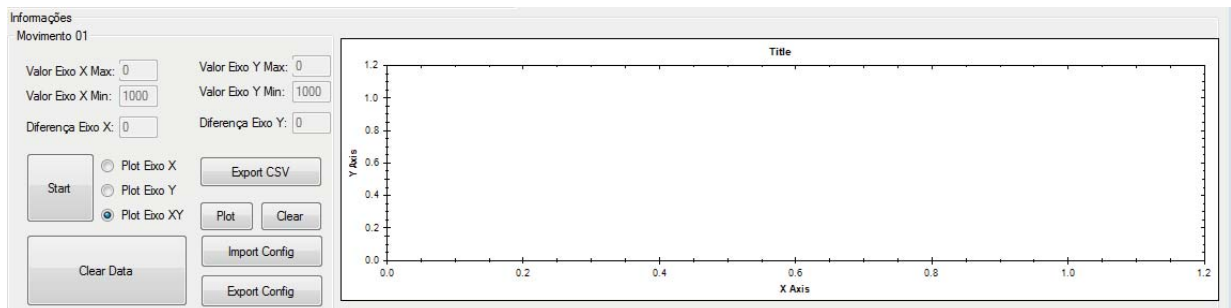


Figura 3.3.4: Representação funcional das informações descritas de um intervalo qualquer.

3.8.3 FERRAMENTAS AUXILIARES DE SOFTWARE

O software possui um conjunto de ferramentas auxiliares para suporte ao diagnóstico. O referido conjunto é composto por 3 ferramentas independentes listadas abaixo:

- Visualizador Gráfico.
- Análise de Pixel-Distância.
- Exame por Vídeo.

3.8.3.1 VISUALIZADOR GRÁFICO

O software desenvolvido possui uma área de manipulação gráfica com

maiores opções para análise, sem a necessidade de utilização de software de terceiros como o Microsoft Excel. No visualizador gráfico, o usuário poderá realizar zoom ou analisar uma área específica de seu interesse e exportá-la como imagem. Todas as opções poderão ser acessadas com o click do botão direito do mouse. As funcionalidades são:

- Zoom maior.
- Zoom menor.
- Selecionar área específica de interesse.
- Reescalonar eixos de acordo com a área selecionada
- Salvar análise gráfica.

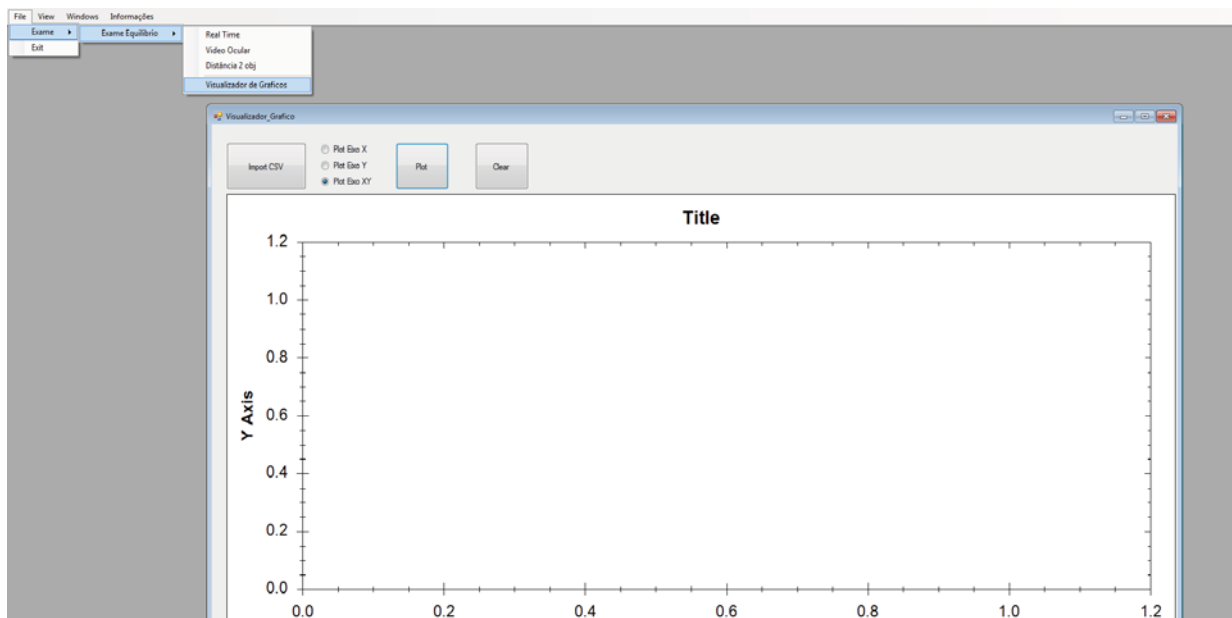


Figura 3.3.5: Representação da tela do visualizador gráfico.

3.8.3.2 ANÁLISE POR VÍDEO

O software desenvolvido tem a capacidade de realizar o exame proposto com sua origem um vídeo, já previamente gravado, por uma placa de captura ou dispositivo externo de gravação de imagem. Para disponibilizar esta funcionalidade foi necessário realizar adaptações nos dispositivos de entrada tais como:

- Realizar um reproduutor de vídeo.
- Leitura de arquivos de vídeos nativos do Windows.

- Realizar análise do vídeo para carregar controle de barra de progresso.
- Controle de Play, Stop.
- Controle do frame atual, barra de progresso e controles de usuário.
- Controle da barra de progresso para ações de usuário, selecionar período de vídeo de interesse.

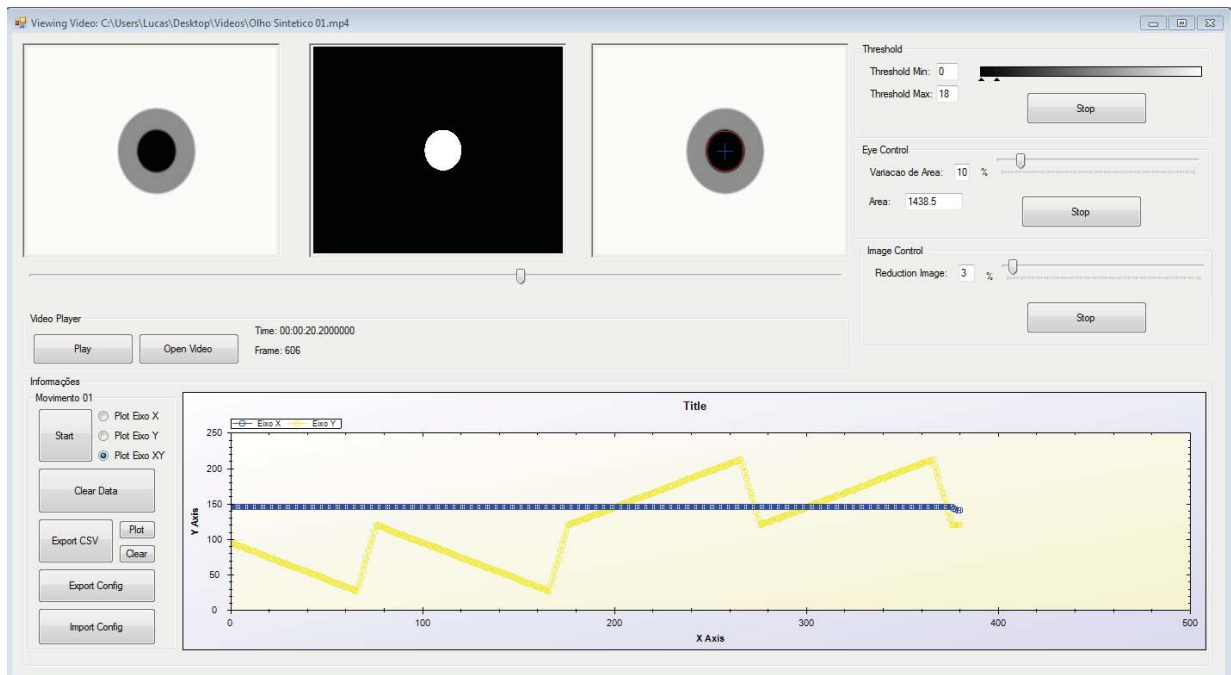


Figura 3.3.6: Detecção do centro da pupila a partir de um vídeo de olho sintético.

3.9 RESULTADOS: TESTES E VALIDAÇÕES

Neste tópico foram realizados diversos testes de cálculo de centro de pupila em diferentes situações descritas em suas diferentes categorias. Um dos principais objetivos dos testes é garantir o funcionamento adequado dos algoritmos de cálculo de centro de pupila nas mais diversas situações tais como artefatos e iluminações.

Os testes foram divididos nas seguintes categorias:

1. Testes com imagens sintéticas do olho humano
2. Testes com imagens reais do olho humano.
3. Testes funcionais do software.
4. Testes de instalação do software em diferentes plataformas.

3.9.1 TESTES COM IMAGENS SINTÉTICAS DO OLHO HUMANO

Para a realização dos testes com o olho sintético, foram utilizadas imagens oculares sintéticas geradas no projeto de mestrado de [FIGUEIRA,2007]. As imagens do projeto, possuem centros de pupilas conhecidos e adaptadas para os movimentos sintéticos desejados nos testes descritos abaixo:

1. Movimento dos olhos para o limite orbital superior e inferior, sem reflexo ocasionado pela fonte de iluminação.
2. Movimento dos olhos para o limite orbital superior e inferior, com reflexo ocasionado pela fonte de iluminação.
3. Movimento dos olhos para o limite orbital esquerdo e direito, sem reflexo comparado com o mesmo movimento com reflexo ocasionado pela fonte de iluminação.
4. Movimento senoidais dos olhos, com pupila em formato de elipse nas extremidades oculares sem reflexo, comparado com o mesmo movimento com reflexo ocasionado pela fonte de iluminação.
5. Movimento contendo os testes de 1 a 4 em um único vídeo sequencial sem reflexo, em comparação ao mesmo vídeo com reflexo ocasionado por fonte de iluminação com repetição de 100 vezes.
6. Diferença de variação de área da pupila sem reflexo e com reflexo ocasionado pela fonte de iluminação.

7. Aplicação do filtro de variação de área na detecção da pupila.
8. Detecção de piscadas do olho durante o movimento ocular.

As adaptações das imagens, consistem em seleccionar um determinado grupo de imagens de acordo com o teste a ser realizado e renomea-las de forma sequencial de acordo com o respectivo frame. Após a sequência de imagens já previamente listadas, foi realizado a conversão em formato de vídeo com extensão .MP4 com 30fps sem perda de qualidade, transformando assim cada imagem em um frame do vídeo. A conversão foi realizada através do software QuickTime Pro ver.7.0.

As configurações utilizadas no software nos testes de 1 a 5 são :

- O Threshold configurado no intervalo de (0; 40).
- Variação de área: Desabilitado
- Redução de Imagem: Desabilitado

As configurações utilizadas no software nos testes de 6 e 7 são :

- O Threshold configurado no intervalo de (0; 40).
- Variação de área: Desabilitado
- Redução de Imagem: Modificado durante o vídeo para análise dos dados de variação de área e comportamento do software.

As configurações utilizadas no software no teste 8 são :

- O Threshold configurado no intervalo de (0; 40).
- Variação de área: Variação de 41%
- Redução de Imagem: Modificado durante o vídeo para análise dos dados de variação de área e comportamento do software.

3.9.1.1 MOVIMENTO DOS OLHOS PARA O LIMITE ORBITAL SUPERIOR E INFERIOR, SEM REFLEXO OCASIONADO POR FONTE DE ILUMINAÇÃO.

O teste tem como objetivo verificar se o algoritmo proposto nesta tese possui a capacidade de detectar a pupila no limite orbital superior e inferior e calcular o seu centro de forma eficaz, sem reflexo ocasionado pela fonte de iluminação.

O teste foi realizado com dois movimentos iniciais do centro ocular em direção ao limite da órbita superior com retorno ao centro. Após, o teste é repetido para o

limite da órbita inferior.

O gráfico correspondente ao movimento assim como os principais frames com máxima distorção superior e inferior da pupila, como podem ser visualizados na Figura 3.3.7, abaixo:

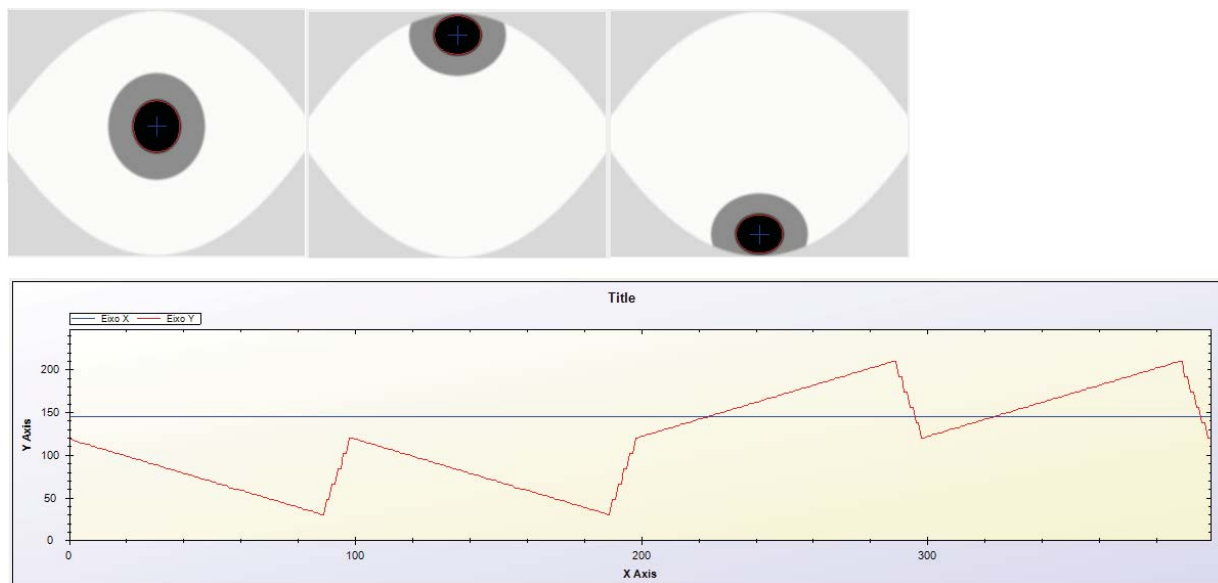


Figura 3.3.7: Imagens do olho sintético em seus limites orbitais, superior e inferior, e o gráfico correspondente ao vídeo. O eixo Y corresponde a localização do centro da pupila e o eixo X o respectivo frame. A linha azul corresponde a coordenada X do centro da pupila e a linha vermelha corresponde a coordenada Y.

O teste foi realizado 20 vezes, obtendo a mesma resposta gráfica analisada com a exportação dos dados em formato csv.

O cálculo de análise do centro da pupila em comparação da localização esperada, obteve erro de até 1 pixel em sua localização no eixo **Xcentro** e **Ycentro**.

3.9.1.2 MOVIMENTO DOS OLHOS PARA O LIMITE ORBITAL SUPERIOR E INFERIOR, COM REFLEXO OCACIONADO POR FONTE DE ILUMINAÇÃO.

O teste teve como objetivo verificar se o algoritmo proposto nesta tese possui a capacidade de detectar a pupila no limite orbital superior e inferior e calcular o seu centro de forma eficaz com a adição do reflexo ocasionado por fonte de iluminação.

O teste foi realizado com os mesmos movimentos e configurações do teste

3.9.1.1, com o adicional de dois reflexos na pupila. A figura 3.3.8 tem como objetivo ilustrar as situações de maior dificuldade de detecção do centro de pupila tais como:

- Dois reflexos ocasionados por duas fontes de iluminação.
- Dois reflexos localizados na borda interna e externa simultaneamente na pupila.
- Um reflexo localizado internamente na pupila.

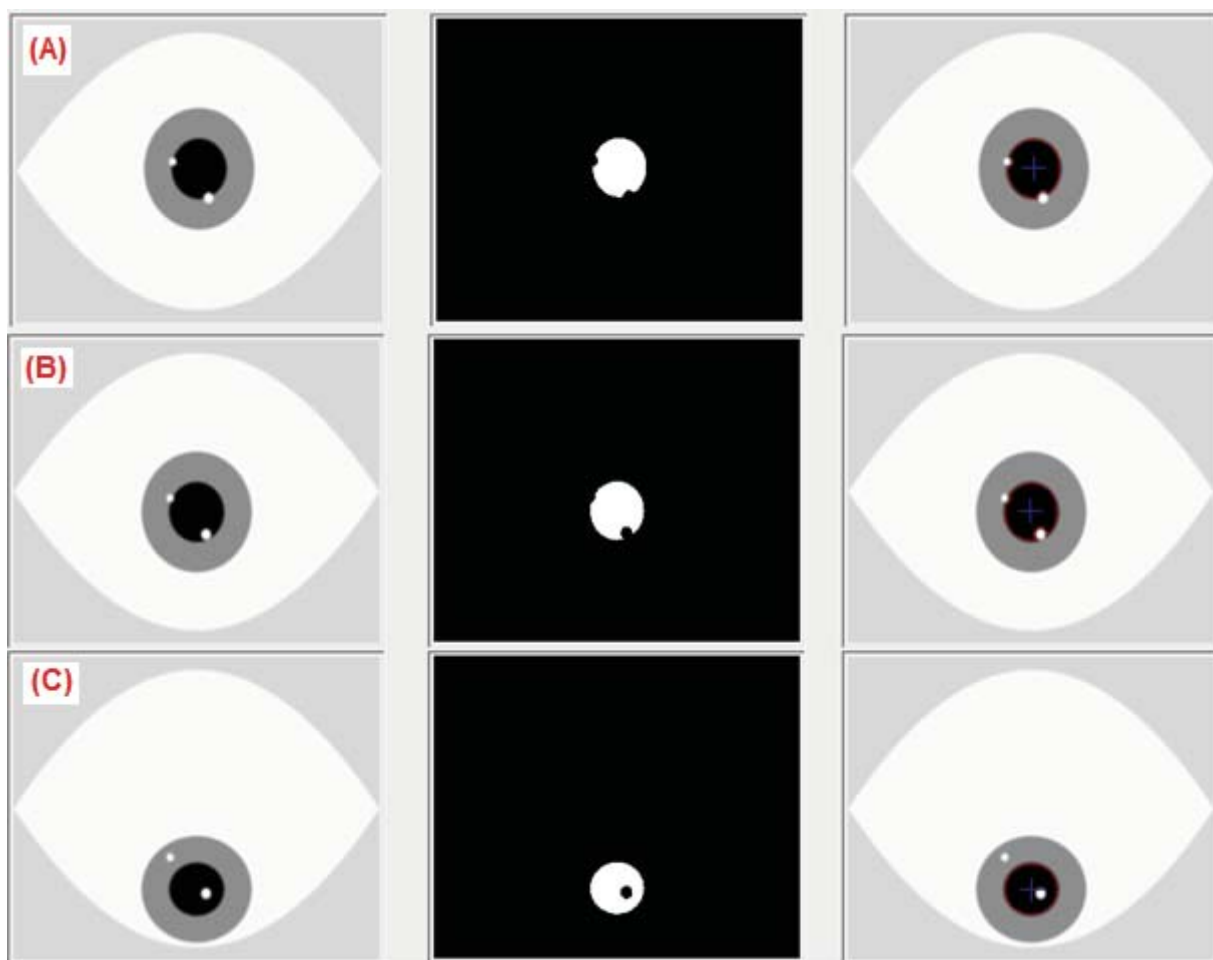


Figura 3.3.8: Imagens do olho sintético com reflexo interno e externo a pupila. (A) Dois reflexos ocasionados por fonte de iluminação; (B) Dois reflexos localizados na borda interna e externa simultaneamente na pupila; (C) Um reflexo localizado internamente na pupila.

O cálculo de análise do centro da pupila em comparação da localização esperada, Teste 3.9.1.1, produziu erro máximo de até 1pixel em sua localização no eixo **Xcentro** e **Ycentro**, apesar das mais diversas interferências ocasionadas por reflexo e distorção da pupila em forma de elipse nas suas extremidades.

3.9.1.3 MOVIMENTO DOS OLHOS PARA O LIMITE ORBITAL ESQUERDO E DIREITO, SEM REFLEXO COMPARADO COM O MESMO MOVIMENTO COM REFLEXO PELA FONTE DE ILUMINAÇÃO.

O teste teve como objetivo verificar se o algoritmo proposto nesta dissertação possui a capacidade de detectar a pupila no limite orbital esquerdo e direito e calcular o seu centro de forma eficaz com a adição do reflexo ocasionado por fonte de iluminação em comparação com o mesmo movimento sem reflexo. Os limites orbitais, esquerdo e direito, possuem a máxima distorção possível da pupila em forma elíptica no globo ocular, dificultando a realização do cálculo de centro de pupila em suas extremidades.

O teste foi realizado com dois movimentos iniciais do centro ocular em direção ao limite da órbita esquerda com retorno imediato ao centro. Após, o teste é repetido para o limite da órbita direita. O teste foi realizado com ambos os vídeos, o primeiro sem reflexo ocular e o segundo com reflexo ocular. Todos os testes foram repetidos 20 vezes. Na Figura 3.3.9 abaixo, é possível verificar que não houve variação visível na localização do centro da pupila entre o vídeo sem reflexo e com reflexo. Na Figura 3.4.0 é possível verificar os frames de maior dificuldade de cálculo de centro de pupila de acordo com sua legenda.

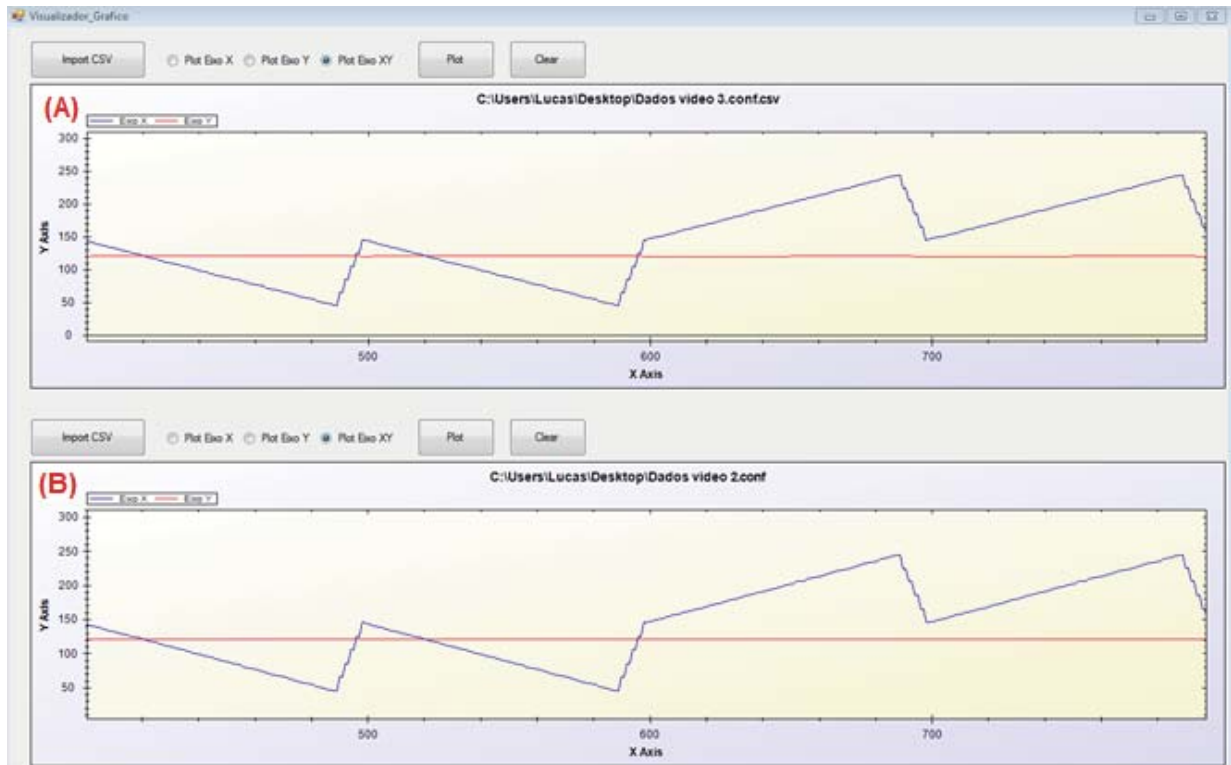


Figura 3.3.9: Teste do movimento ocular para o limite orbital esquerdo e direito. (A) Gráfico do centro da pupila sem reflexo; (B) Gráfico do centro da pupila com reflexo.

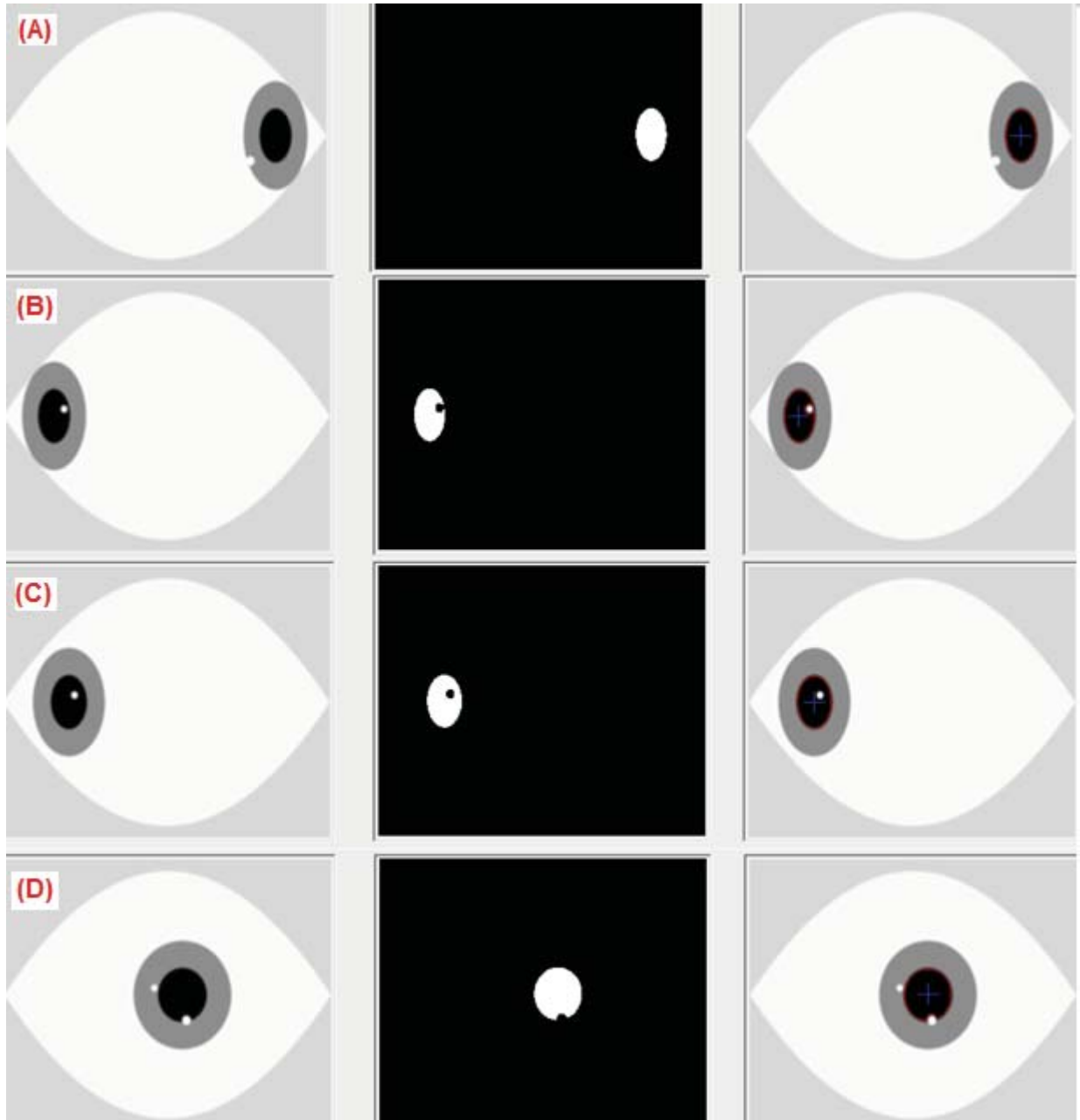


Figura 3.4.0: Imagem com os principais quadros com a respectiva localização do centro da pupila em azul e o seu perímetro em vermelho. (A) Centro da pupila sem reflexo na extremidade direita; (B) Centro da pupila com reflexo na borda com distorção máxima em forma elíptica a esquerda; (C) Centro da pupila com reflexo interno com o adicional da distorção em forma elíptica a esquerda. (D) Centro de pupila com reflexo na borda interna.

O cálculo de análise do centro da pupila sem reflexo durante o movimento em comparação ao mesmo movimento com reflexo, produziu erro de até 1 pixel em sua localização no eixo **Xcentro** e **Ycentro**. Este erro encontra-se localizado na vizinhança-8 de acordo com o Item 2.1.1, tornando-se insignificante em sua análise gráfica.

3.9.1.4 MOVIMENTO SENOIDAIS DOS OLHOS, COM PUPILA EM FORMATO DE ELIPSE NAS EXTREMIDADES OCULARES SEM REFLEXO, COMPARADO COM O MESMO MOVIMENTO COM REFLEXO OCACIONADO PELA FONTE DE ILUMINAÇÃO.

O teste tem como objetivo verificar se o algoritmo proposto nesta tese possui a capacidade de detectar a pupila em movimento oscilatório, no eixo **X** e **Y**, e calcular o seu centro de forma eficaz com a adição do reflexo ocasionado por fonte de iluminação em comparação com o mesmo movimento sem reflexo.

O teste foi realizado com o movimento oscilatório ocular da esquerda para a direita por haver máxima distorção da pupila em formato de elipse. O teste foi realizado sem o reflexo ocasionado por iluminação e comparado com o mesmo teste com o adicional do reflexo. Este teste foi desenvolvido por simular a resposta do movimento de negação da cabeça do paciente, que possui como resposta um movimento oscilatório da pupila pela resposta vestibulo ocular.

Após a finalização do teste, o centro da pupila é direcionado para o ponto de origem e é realizado o movimento oscilatório superior do globo ocular em direção à área inferior. Este teste foi desenvolvido por simular a resposta do movimento de afirmação da cabeça do paciente, que possui como resposta um movimento oscilatório da pupila pela resposta vestibulo ocular. Na Figura 3.4.1 é possível visualizar os gráficos do cálculo do centro de pupila em movimentos oscilatórios sem reflexo em comparação ao mesmo movimento com reflexo de acordo com sua legenda.

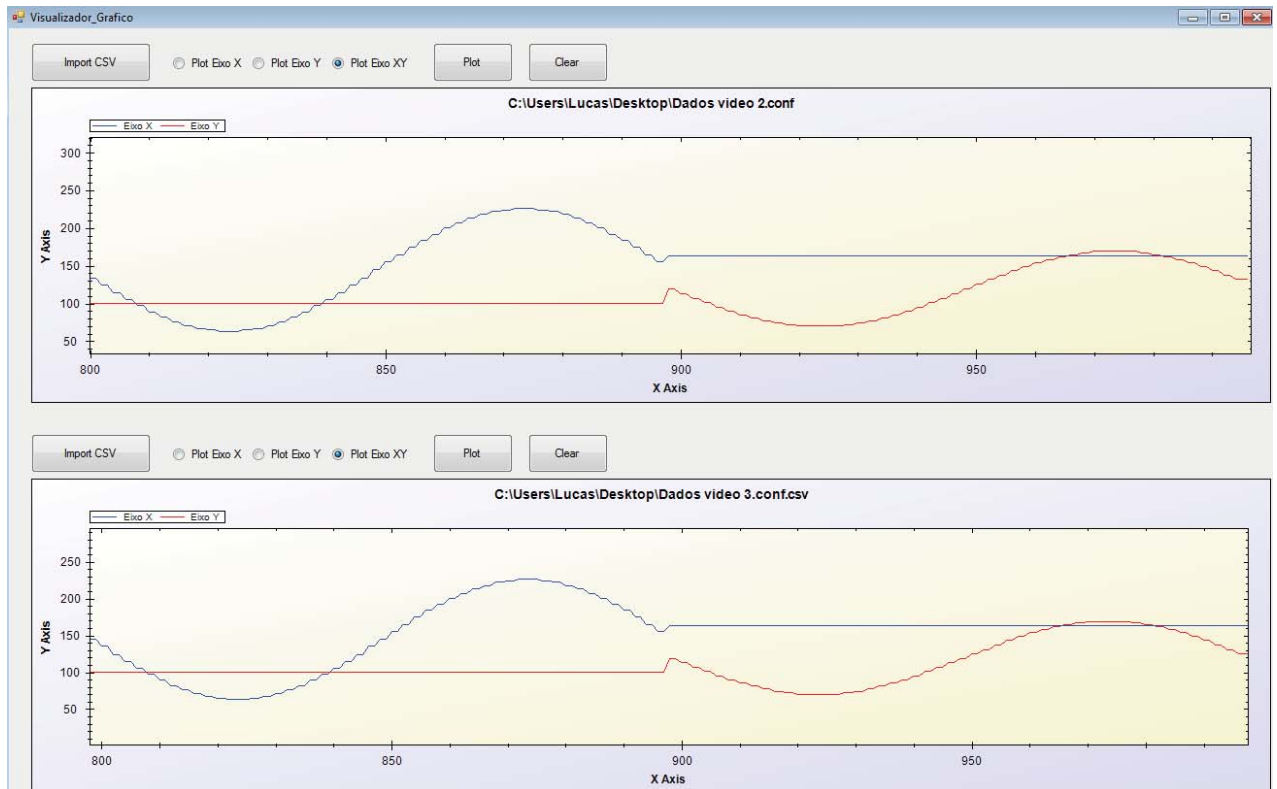


Figura 3.4.1: Movimento ocular senoidal sem o reflexo, primeiro gráfico, e com o reflexo, segundo gráfico.

O cálculo de análise do centro da pupila sem reflexo durante o movimento em comparação ao mesmo movimento com reflexo obteve erro de até 1pixel em sua localização no eixo **Xcentro** e **Ycentro**.

3.9.1.5 MOVIMENTO CONTENDO OS TESTES DE 1 A 4 EM UM ÚNICO VÍDEO SEQUENCIAL SEM REFLEXO EM COMPARAÇÃO AO MESMO VÍDEO COM REFLEXO OCACIONADO POR FONTE DE ILUMINAÇÃO COM REPETIÇÃO DE 100 VEZES.

O objetivo do teste foi garantir a robustez e precisão do cálculo de centro de pupila em um longo período de execução. O teste permite a avaliação da robustez, estabilidade e qualidade do software.

O teste foi realizado com a união dos vídeos dos testes descritos nos Itens 3.9.1.1 a 3.9.1.4 em dois diferentes vídeos. O primeiro vídeo contendo todos os quatro movimentos sem a interferência do reflexo e o segundo vídeo com a

interferência do reflexo. O teste foi repetido 100 vezes e os valores comparados entre si. Na Figura 3.4.2 é possível visualizar os gráficos do cálculo do centro de pupila em seus diferentes movimentos propostos neste teste de acordo com sua legenda.

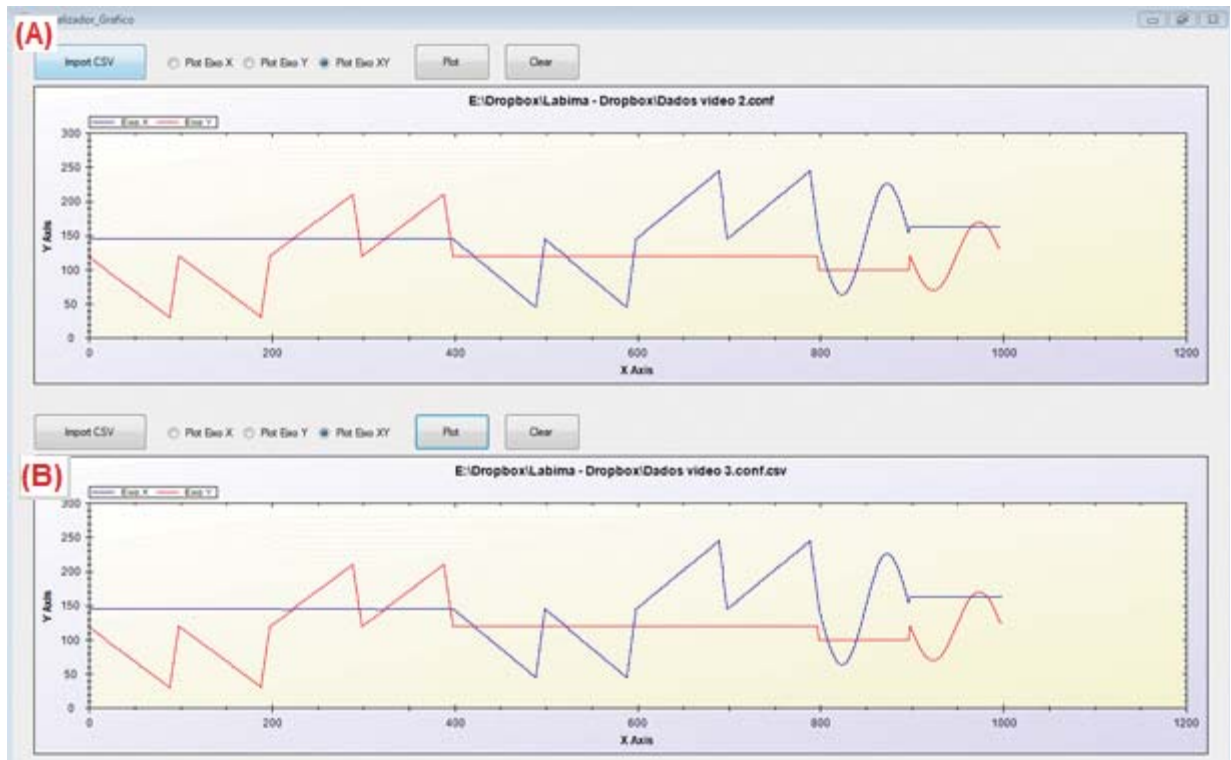


Figura 3.4.2: Imagem dos gráficos com o movimento ocular completo. (A) Movimento sem reflexo ocular. (B) Movimento com reflexo ocular.

O cálculo de análise do centro da pupila sem reflexo durante o movimento em comparação ao mesmo movimento com reflexo repetido 100 vezes, obteve a mesma resposta dos testes anteriores de até 1px em sua localização no eixo **Xcentro** e **Ycentro**, como esperado.

O teste ao ser realizado na tese do [FIGUEIRA,2007], Márcio V, mostra que variações maiores de 1 pixel e menores que 1% da resolução verticais da imagem, aproximadamente 4 pixels, equivalem a aproximadamente 15,7% dos frames do vídeo. Logo podemos verificar que com a aplicação da técnica de centro de pupila com base na área do objeto, proposta neste trabalho, foi reduzida a taxa de 15,7% dos frames do vídeo para 0%, tornando assim o algoritmo mais robusto a interferência ocasionada por fontes de iluminação e de maior precisão, obtendo erro igual ou inferior a 1pixel do centro de referência, estando assim localizado entre os vizinhos de oito.

3.9.1.6 DIFERENÇA DE VARIAÇÃO DE ÁREA DA PUPILA SEM REFLEXO E COM REFLEXO OCACIONADO PELA FONTE DE ILUMINAÇÃO.

O teste tem como objetivo realizar uma análise entre variação de área da pupila, suas distorções e o cálculo do seu centro. Esta análise torna-se de fundamental importância para a detecção de picadas nos testes posteriores.

O teste foi realizado com os vídeos utilizados no Item 3.9.1.5 com a análise frame a frame da área calculada e sua porcentagem em relação ao frame inicial do vídeo. O primeiro frame do vídeo possui a maior área possível da pupila, correspondente à distorção mínima da projeção, pois está localizado no ponto central do globo ocular. O frame número 489 possui a máxima distorção da pupila, forma elíptica, posicionado ao lado esquerdo extremo do globo ocular.

Abaixo se encontra descrito os valores das áreas correspondentes aos testes anteriores, com sua máxima variação na distorção da pupila durante os movimentos.

- Maior Área sem reflexo (Frame Número 1): 1501 Pixels.
- Maior Área com reflexo (Frame Número 1): 1451 Pixels.
- Menor Área sem Reflexo (Frame Número 489): 951 Pixels.
- Menor Área com Reflexo (Frame Número 489): 891 Pixels.

Os valores percentuais da variação da área de pupila sintética com suas máximas diferenças ocasionadas pelo movimento ocular, encontram-se descritos abaixo:

- A variação da maior área sem reflexo com a maior área com reflexo é de aproximadamente 3,33%.
- A variação da menor área sem reflexo com a menor área com reflexo é de aproximadamente 6,31%.
- Ao realizar a análise de distorção da área do movimento ocular normal ocorrido pela variação da projeção do círculo em elipse durante o movimento, foi verificado que a área poderá variar até 36,67%.
- Ao realizar a análise de área máxima sem reflexo com a área mínima com reflexo, foi verificado uma diferença máxima é de 40,66%.

Nos testes de verificação de área relacionado com os testes de verificação do cálculo do centro da pupila, se pode verificar que apesar da alta variação de área e distorção do círculo nas orbitas esquerda e direita do globo ocular com a adição dos

reflexos, ocorreu um erro máximo de 1pixel no cálculo do centro da pupila em cada coordenada **Xcentro** e **Ycentro** em relação as mesmas imagens sem reflexo. Isto mostra a robustez do algoritmo de cálculo de centro de pupila por média.

3.9.1.7 APLICAÇÃO DO FILTRO DE VARIAÇÃO DE ÁREA NA DETECÇÃO DA PUPILA.

O teste possui o objetivo de verificar a eficiência do filtro de variação de área em todos os movimentos dos testes anteriores. Para a realização do teste, foram utilizados os dois vídeos contendo todos os movimentos oculares, logo ao ser aplicado a variação de área máxima em cada vídeo sem perda de frame no cálculo de centro da pupila garantirá a eficiência do filtro. Na Figura 3.4.3 e na Figura 3.4.4 é possível visualizar as telas do software com o filtro de área devidamente configurado de acordo com a legenda.

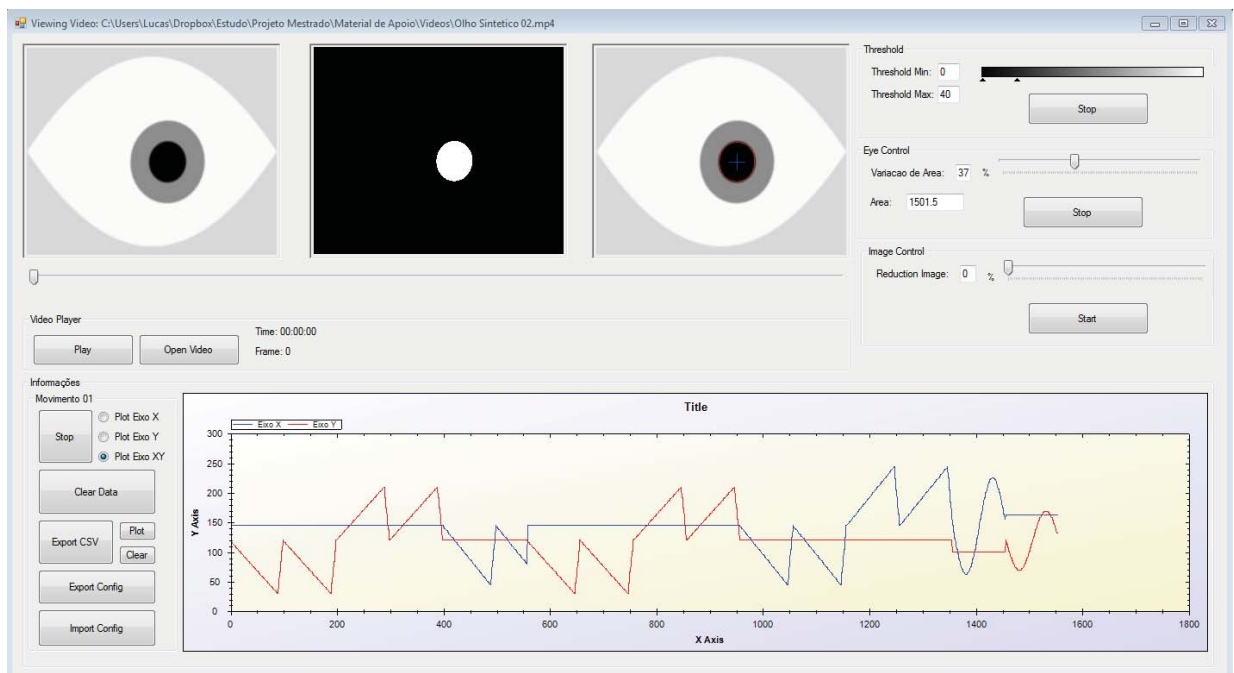


Figura 3.4.3: Imagem do gráfico com o movimento ocular completo sem o reflexo com variação de área de 37%.

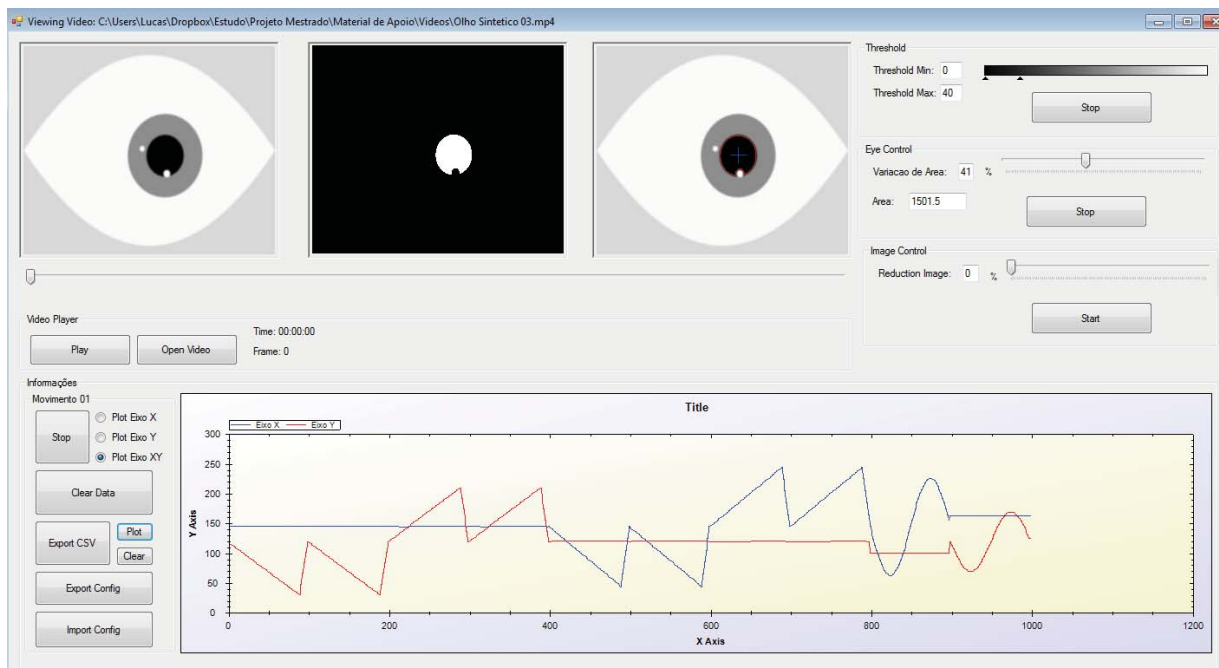


Figura 3.4.4: Imagem dos gráficos com o movimento ocular completo com o reflexo, variação de área de 41%.

O teste garantiu a funcionalidade do filtro de área obtendo o gráfico de resposta do movimento sem reflexo e com reflexo. Os gráficos não obtiveram perda do centro de pupila, frame ignorado, com o filtro de área ativo como esperado. Durante o teste foi realizado novamente a comparação do resultado do centro de pupila, com o valor esperado e obteve um erro máximo de até 1 pixel no cálculo de centro de pupila, conforme testes anteriores.

3.9.1.8 DETECÇÃO DE PISCADAS DO OLHO DURANTE O MOVIMENTO OCULAR.

O teste possui o objetivo de detectar eventuais piscadas ocasionadas pelo paciente e descarta-las da análise gráfica posterior por não haver pupila visível no frame correspondente. Para realizar o teste foi utilizado o vídeo sintético com todos os movimentos propostos nos testes anteriores, com o adicional do reflexo e manchas oculares. O teste possui o filtro de área ativo de variação aceita como não ocasionada por piscadas de 41%, de acordo com o cálculo realizado no teste 3.9.1.6 e verificado no teste 3.9.1.7.

A piscada é indicada como um “vale” no gráfico ocular, pois neste momento o

centro de pupila receberá o valor $X_c=0$ e $Y_c=0$, logo havendo uma queda brusca na detecção do centro da pupila, pois não a detectará. O período em que a posição X_c e Y_c possuir o valor ZERO, centro de pupila não encontrado, é o período em que o olho encontra-se fechado. Após o período de detecção da piscada, o gráfico deverá retomar ao movimento em realização.

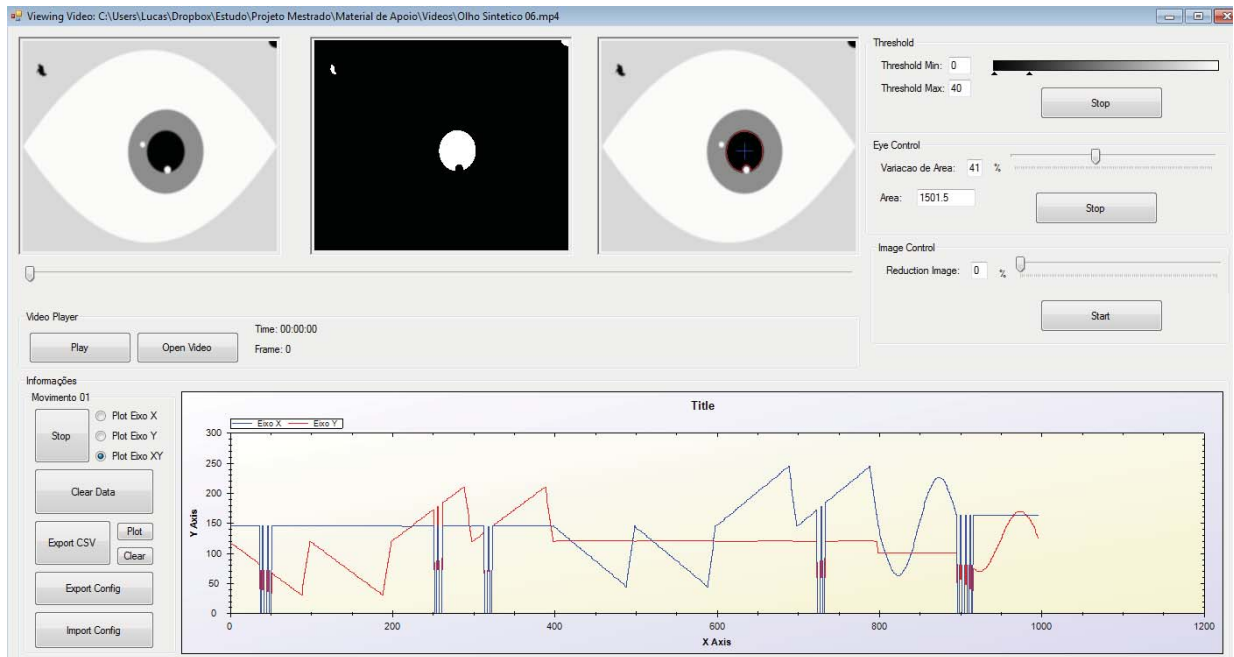


Figura 3.4.5: Imagem do gráficos com detecção da pupila com o reflexo e manchas. Variação de área ativa e configurada com 41%.

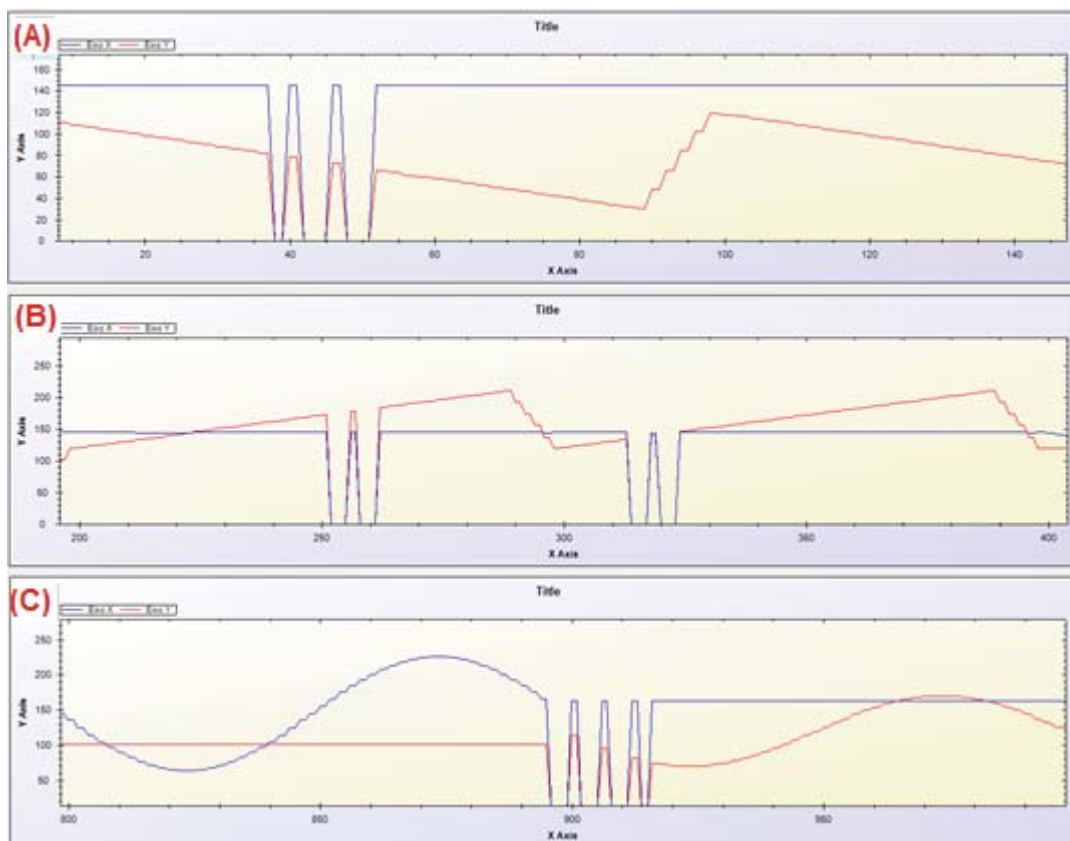


Figura 3.4.6: Imagem ampliada do gráfico de detecção de piscadas durante o movimento. (A) Detecção de três piscadas com a pupila em movimento; (B) Detecção de quatro piscadas com a pupila em movimento; (C) Detecção de quatro piscadas consecutivas com a pupila em movimento oscilatório.

O teste detectou satisfatoriamente todas as piscadas introduzidas no vídeo sintético de acordo com a Figura 3.4.5 e a Figura 3.4.6 e suas respectivas legendas. Após a detecção, o gráfico demonstra o retorno ao movimento em curso anterior a piscada.

3.9.2 TESTES COM IMAGENS REAIS DO OLHO HUMANO

Os testes realizados neste tópico tem somente o objetivo funcional do software em situações reais. A câmera utilizada nos testes descritos nesta unidade são câmeras comerciais com a remoção das quantidades de led's para iluminação e a diminuição de sua intensidade. Todas as imagens de pessoas utilizadas nestes testes possuem o termo de uso de imagem obrigatório pela Universidade PUCRS.

Abaixo segue a lista de testes realizados:

1. Detecção do centro da pupila em estado central.
2. Detecção do centro da pupila na extremidade da imagem.
3. Detecção do centro da pupila com alto nível de ruído.
4. Detecção do centro da pupila com o movimento de negação da cabeça.
5. Detecção do centro da pupila com o movimento de afirmação da cabeça.
6. Detecção de piscadas.

3.9.2.1 DETECÇÃO DO CENTRO DA PUPILA EM ESTADO CENTRAL.

O teste foi realizado com o indivíduo em estado de repouso, sem qualquer movimento da cabeça, com as calibrações iniciais do software realizadas adequadamente. Na Figura 3.4.7 pode-se visualizar o olho humano com o seu centro de pupila devidamente localizado de acordo com sua respectiva legenda.

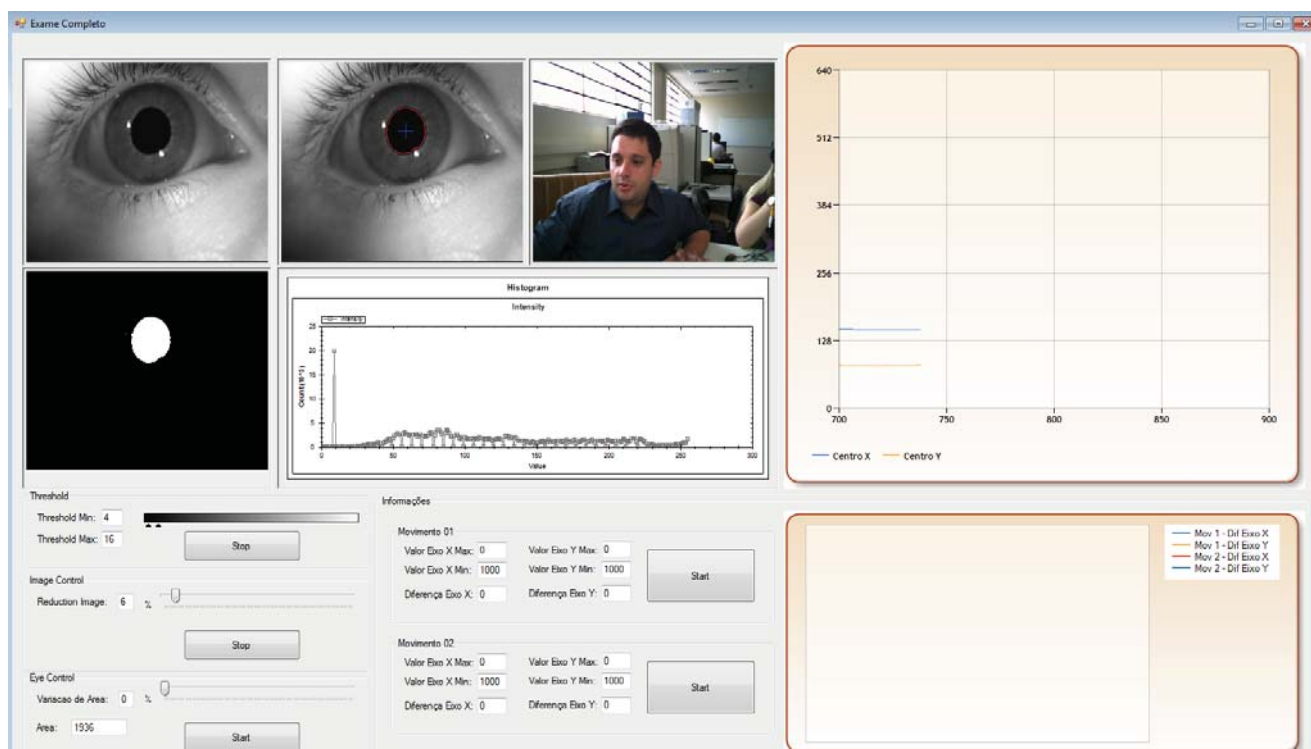


Figura 3.4.7: Detecção do centro da pupila em estado de repouso e os valores de seu centro representados no gráfico à direita.

3.9.2.2 DETECÇÃO DO CENTRO DA PUPILA NA EXTREMIDADE DA IMAGEM.

O teste foi realizado com o indivíduo em estado de repouso, sem qualquer movimento da cabeça, solicitando que o mesmo direcione o olhar para as extremidades do olho. Nas Figuras 3.4.8, 3.4.9 e 3.5.0 é possível verificar o centro de pupila na cor azul e o perímetro da pupila na cor vermelha de acordo com suas respectivas legendas.

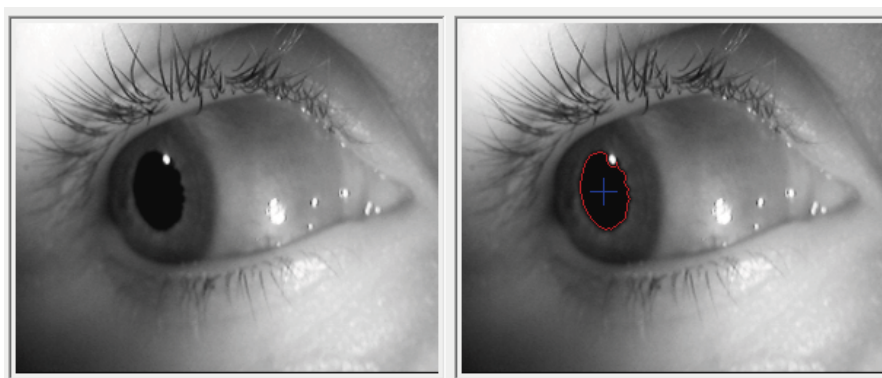


Figura 3.4.8: Detecção do centro da pupila em estado de repouso com o olhar para a direção temporal (Olho Direito).

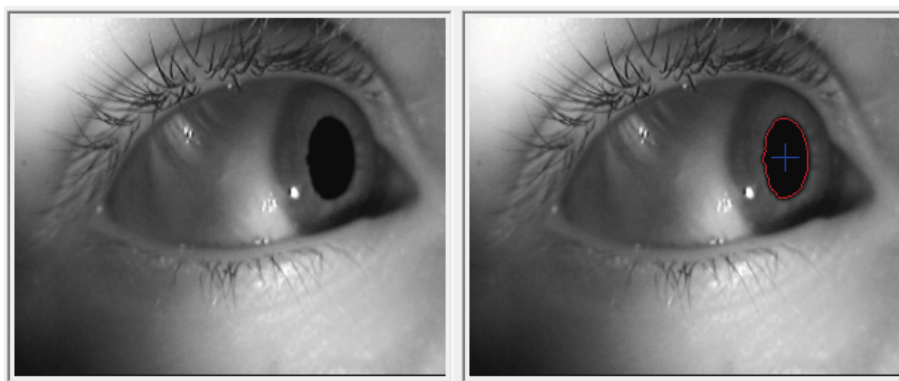


Figura 3.4.9: Detecção do centro da pupila em estado de repouso com o olhar para a direção nasal (Olho Direito).

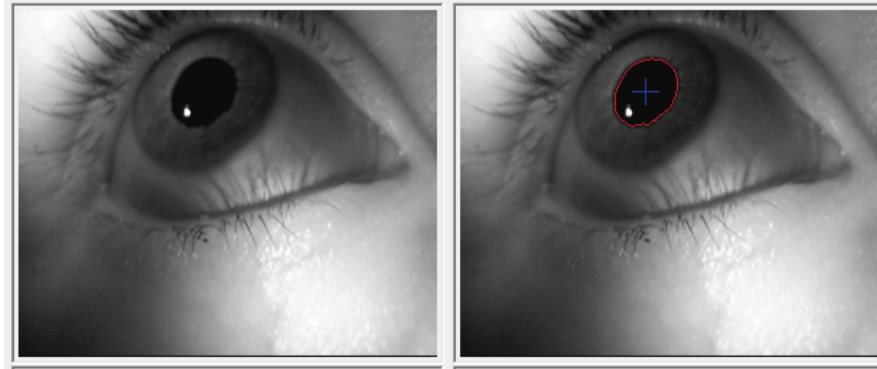


Figura 3.5.0: Detecção do centro da pupila em estado de repouso com o olhar direcionado para o lado superior temporal (Olho Direito).

3.9.2.3 DETECÇÃO DO CENTRO DA PUPILA COM ALTO NÍVEL DE RUÍDO.

O teste foi realizado com o indivíduo em estado de repouso, sem qualquer movimento da cabeça. O ruído foi adicionado com uma fonte de alimentação de baixa qualidade e atenuado pela realização de uma calibração inadequada do Thresholding, adicionando um maior número de artefatos na imagem. Estes artefatos têm como objetivo simular eventuais manchas na pele ou nos olhos. Na Figura 3.5.1 é possível verificar a localização da pupila mesmo com a adição de uma quantidade significativa de artefatos e má qualidade na imagem. Na Figura 3.5.1 é possível visualizar o ruído na imagem do olho em tons de cinza, os artefatos na imagem do olho em preto e branco e a localização do centro da pupila na cor azul.

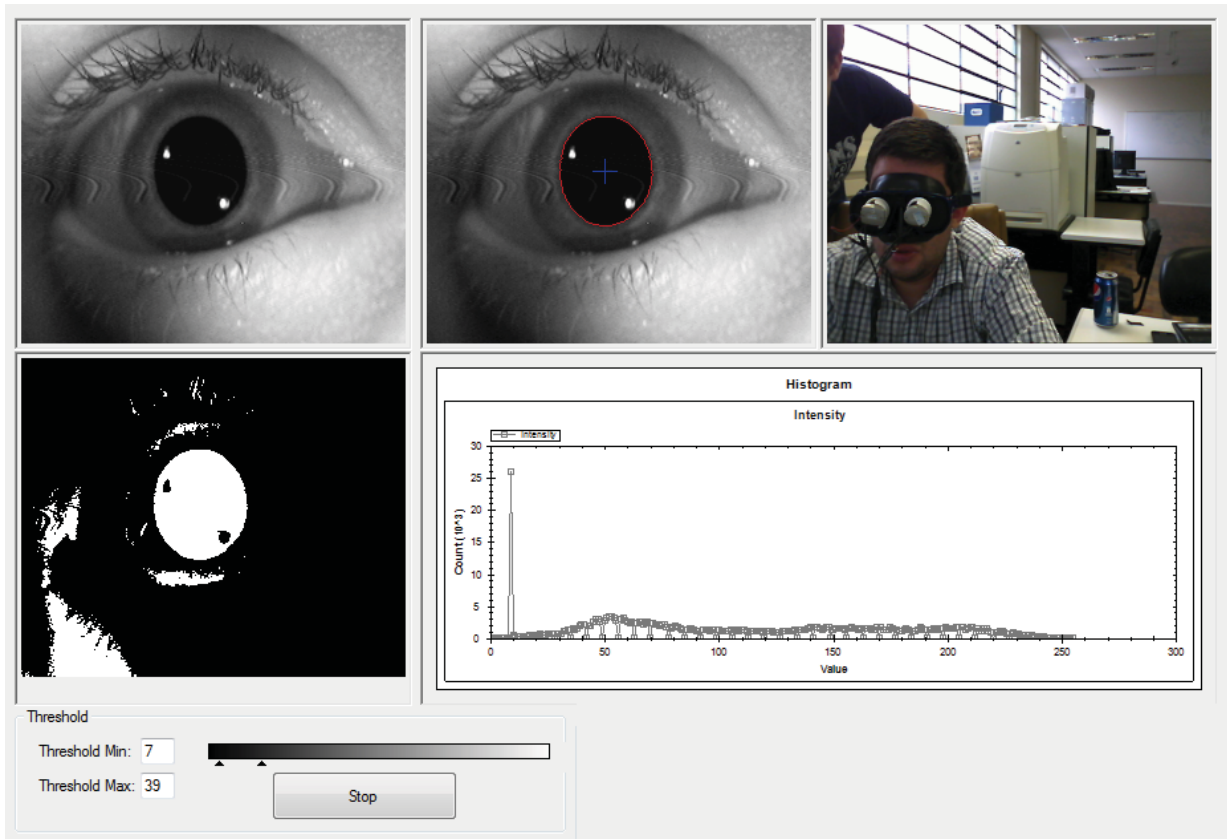


Figura 3.5.1: Detecção do centro da pupila em estado de repouso com alto nível de ruído e com o agravante do número de artefatos após a realização do Thresholding de forma inadequada.

3.9.2.4 DETECÇÃO DO CENTRO DA PUPILA COM O MOVIMENTO DE NEGAÇÃO DA CABEÇA.

O teste tem como objetivo simular o movimento oscilatório da pupila no eixo X em caráter funcional do software. O teste foi realizado com o indivíduo recebendo o estímulo do movimento de negação na cabeça. A Figura 3.5.2 refere-se à variação do eixo X (em Azul) do centro da pupila no gráfico.

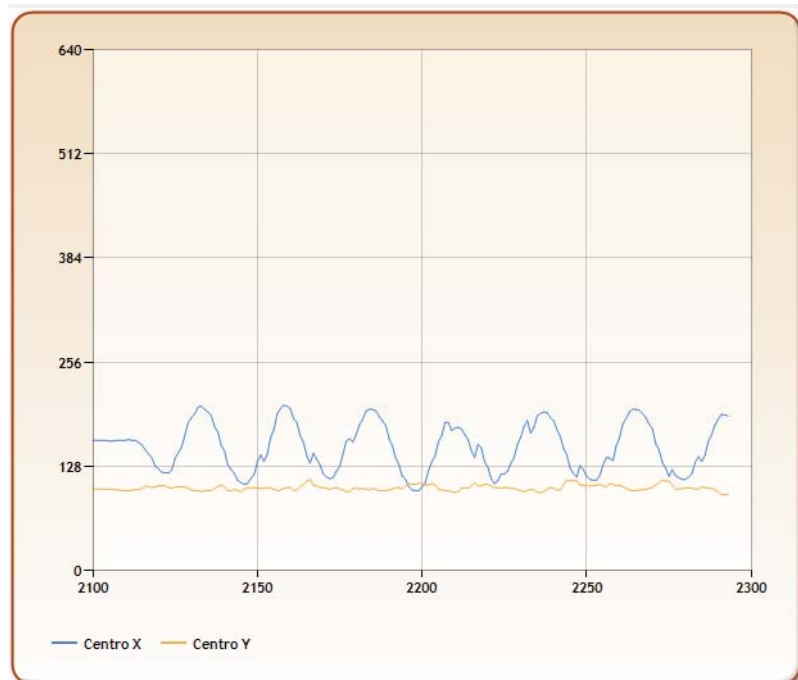


Figura 3.5.2: Detecção do centro da pupila em resposta ao estímulo do movimento de negação da cabeça.

3.9.2.5 DETECÇÃO DO CENTRO DA PUPILA COM O MOVIMENTO DE AFIRMAÇÃO DA CABEÇA.

O teste tem como objetivo simular o movimento oscilatório da pupila no eixo Y em caráter funcional do software. O teste foi realizado com o indivíduo recebendo o estímulo do movimento de afirmação na cabeça. A Figura 3.5.3 refere-se à variação do eixo Y do centro ocular no gráfico. Neste teste foi verificado a dificuldade de manipulação do óculos por tratar-se de um protótipo, logo o movimento foi prejudicado pela dificuldade de fixação do óculos durante o movimento.

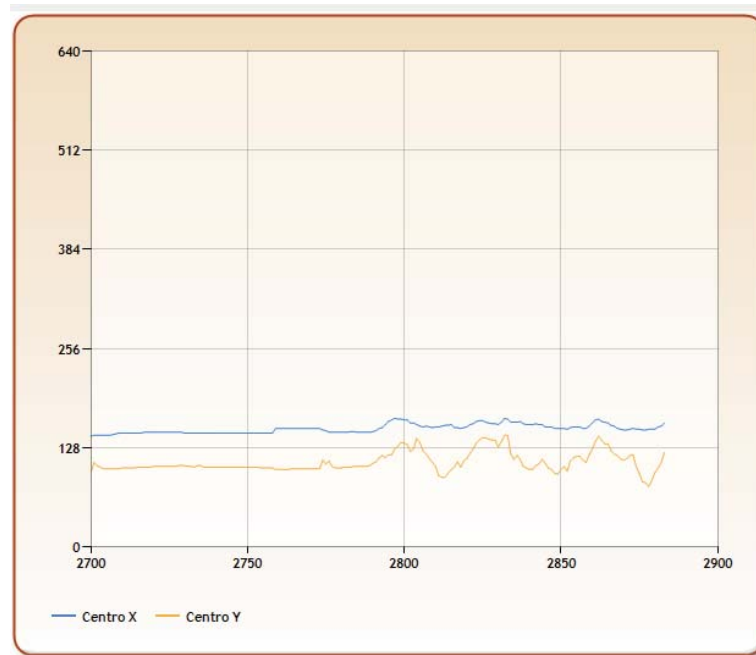


Figura 3.5.3: Detecção do centro da pupila em resposta ao estímulo do movimento de afirmação da cabeça.

3.9.2.6 DETECÇÃO DE PISCADAS.

O teste foi realizado com o indivíduo em estado de repouso e solicitado que realize piscadas consecutivas em diferentes intensidades, total de dez piscadas com o filtro de área ativo e nove piscadas com o filtro de área desativado. O teste foi realizado com a plotagem gráfica das piscadas sem aplicação do filtro de área e depois realizada novamente com o filtro de área devidamente calibrado, removendo os frames do movimento. A Figura 3.5.4 ilustra a resposta da detecção de nove piscadas pelo algoritmo proposto sem a aplicação do filtro de área. A Figura 3.5.5 ilustra a resposta da detecção de dez piscadas pelo algoritmo proposto com a aplicação do filtro de área.

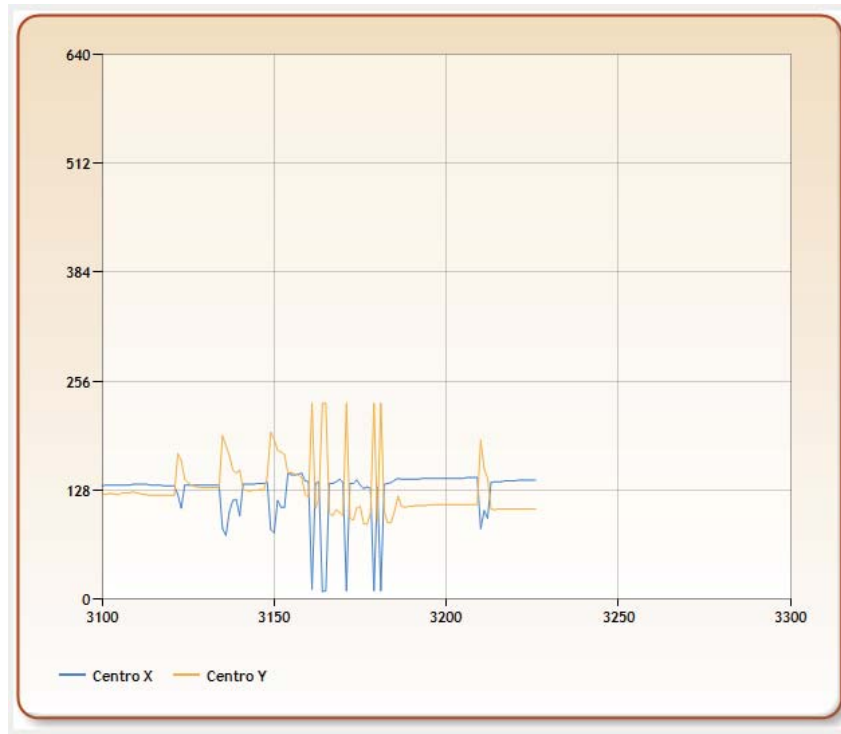


Figura 3.5.4: Resposta da detecção de nove piscadas do olho sem aplicação do filtro de área.

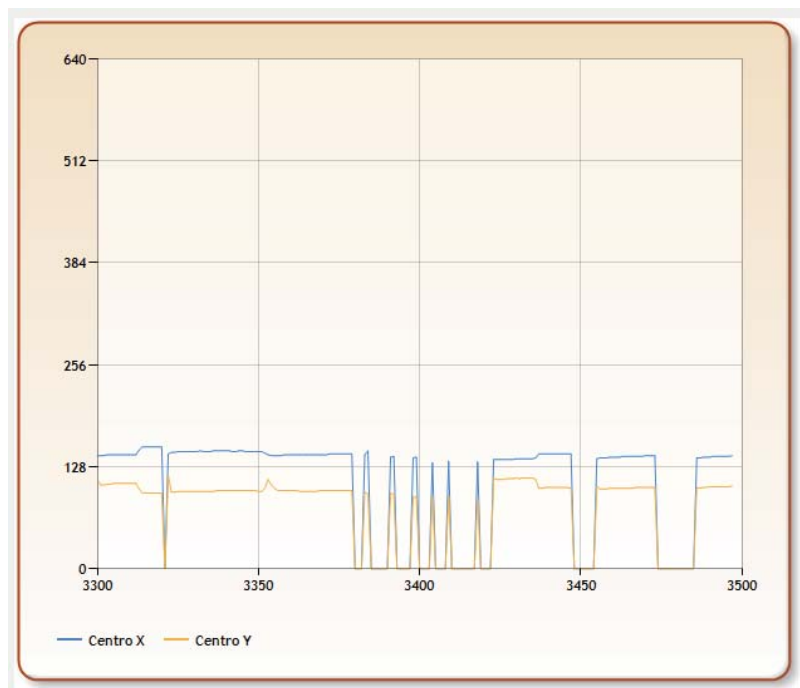


Figura 3.5.5 : Resposta da detecção de dez piscadas do olho com aplicação do filtro de área.

3.9.3 TESTES FUNCIONAIS DO SOFTWARE

Os testes funcionais do software têm como objetivo garantir a compatibilidade do software com diferentes hardwares e funcionalidades de usuário. Todos os testes foram realizados com repetição de 20 vezes, para garantir a consistência do software. Os testes realizados foram:

- Teste de execução de mais de uma aplicação simultânea do software. Abertura simultânea de 3 aplicações do mesmo software sem falha em sua execução.
- Teste de execução simultânea de 2 vídeos de testes, sendo executados ao mesmo tempo, sem falha de execução na mesma aplicação.
- Teste de exportação dos dados gráficos em arquivo CSV no teste por vídeo e tempo real.
- Testes de importação dos gráficos na tela de análise gráfica simultaneamente que um vídeo era analisado.
- Teste de importação e exportação dos arquivos de configuração do software. Configurações dos filtros de acordo com o paciente ou vídeo.
- Teste na utilização da ferramenta de análise gráfica na utilização de Zoom+, Zoom-, autoscale, análise por período, impressão do gráfico, exportação do gráfico como imagem.
- Testes na utilização dos filtros de imagens em tempo real na utilização de placas de captura externa e vídeos previamente gravados. Todos os filtros modificados em tempo de execução sem causar travamentos de software ou sistema.
- Testes com 3 diferentes placas de captura na obtenção das imagens em tempo real. Dispositivos de hardware testados foram: Placa usb externa DC90, Placa usb externa DC60, Placa usb PixelView, Placa PCI Pixelview .

Os testes foram realizados com o sistema de análise de código em tempo de execução ativado, para garantir que os dados apresentados nas telas eram os mesmos dados exportados. Após garantir as funcionalidades acima listadas, todos os testes foram realizados novamente com o software já instalado no sistema operacional.

3.9.4 TESTES DE INSTALAÇÃO DO SOFTWARE EM DIFERENTES PLATAFORMAS.

O Teste de instalação, somente foi possível devido a criação de um *build* de compilação do software com extensão .MSI. A compilação possui as seguintes características:

- Inserção\análise das DLL do sistema operacional necessárias para a execução do software .
- Modificação do registro do Windows para sua execução.
- Criação das pastas, atalhos e referências do software em múltiplos usuários de acordo com os padrões do sistema operacional.
- Criação da opção de desinstalação do software no painel de controle.
- Criação das telas de instalação e desinstalação.

Os testes de software foram realizados nos equipamentos listados abaixo:

- Desktop com Processador AMD core X6 3.2Ghz, 8gb de memória, e placa de vídeo Nvidia, Windows 7 64Bits.
- Desktop com Processador AMD core X8 4.0Ghz, 16gb de memória, e placa de vídeo Nvidia, Windows 8 64Bits.
- Notebook Lg, Core I5 X2 2.6Ghz, 4gb de memória, placa de vídeo Intel hd 4000.

Todos os testes foram realizados sem apresentar quaisquer problemas em sua execução.

O software em execução utiliza prioridade máxima do sistema operacional, porém caso algum processo não controlado pelo usuário seja executado sem sua permissão, como por exemplo, atualização de sistema ou antivírus, os dados são *bufferizados* e processados assim que o sistema disponibilizar de processamento. Após o usuário cancelar os eventos adversos causados pelo sistema operacional, o software continuará o seu processamento das imagens digitais bufferizadas sem perda de dados ou quadros do vídeo. Por este motivo, foi utilizado no eixo X dos gráficos de análise de pupila, o respectivo frame processado e não o tempo de processamento, pois se houvesse utilizado o tempo, diferentes computadores não compatíveis com o sistema, mesmo sendo utilizados para este fim, mostrariam

respostas diferentes para os mesmo dados, tais como a amplitude do gráfico, dificultando assim possíveis comparações em diferentes plataformas.

Ao realizar os testes em um computador com a configuração abaixo da necessária, recomendada conforme Item 3.8.1, o software apresentou lentidão em seu funcionamento, porém os dados dos quadros executados não foram perdidos, somente *bufferizados* e executados não em tempo real por falta de processamento. Os gráficos gerados por este hardware foram comparados com os gerados por um hardware adequado para o seu funcionamento e ambos apresentaram os mesmos valores. Na Figura 3.5.6 é possível visualizar os atalhos gerados pela instalação do sistema e na Figura 3.5.7 é possível visualizar as telas de instalação e desinstalação do sistema.

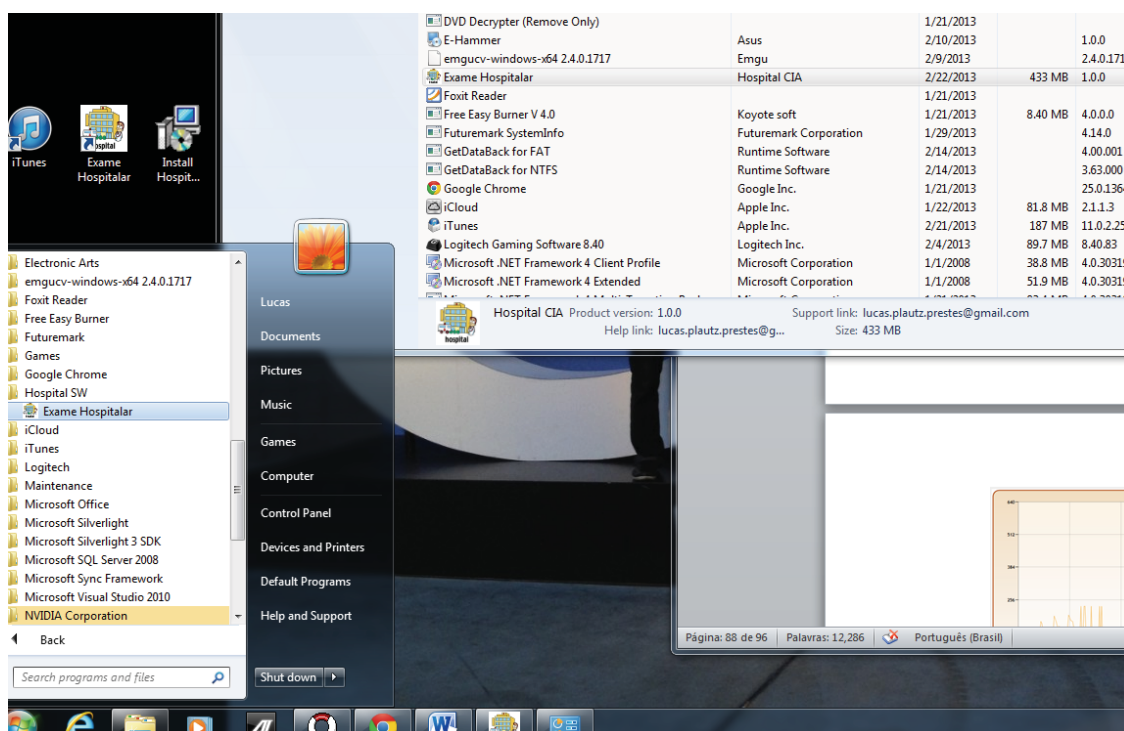


Figura 3.5.6: Captura de tela com as principais características do instalador do software desenvolvido. Atalho no botão iniciar, atalho na área de trabalho e referência do software na opção de desinstalação no Windows.

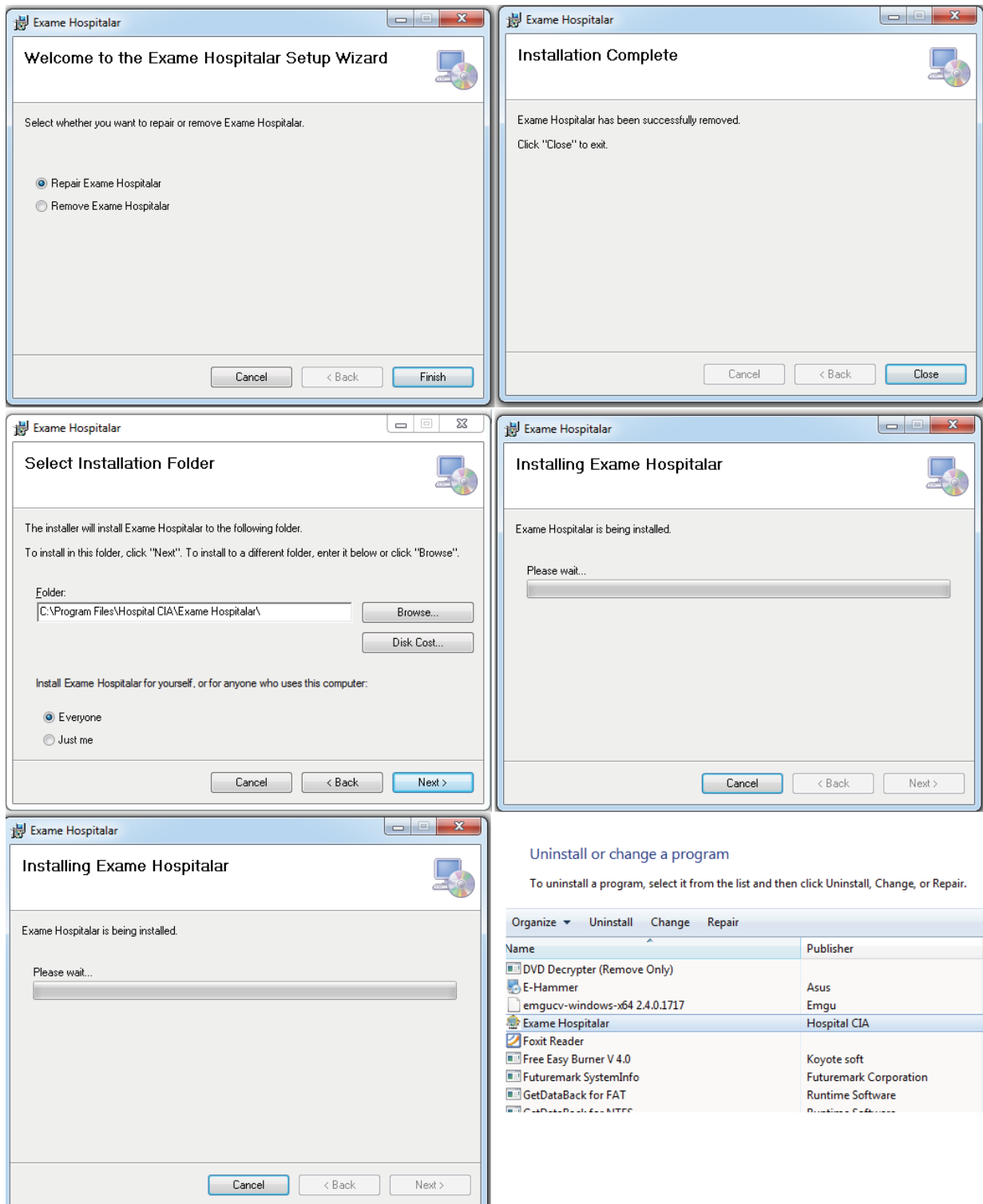


Figura 3.5.7: Tela com as informações de instalações de desinstalação do software.

O software se mostrou estável, compatível e robusto nas mais diversas variações de processos do sistema operacional e diferentes hardwares.

3.10 APLICAÇÃO

O instrumento desenvolvido possuirá sua aplicabilidade em diferentes áreas, tais como:

- **Médica**

Apoio à análise de disfunções do sistema vestibular ocasionadas por doença ou condição vestibular.

- **Farmacêutica**

Análise dos efeitos de medicamentos no sistema vestibular tais como perda de equilíbrio e orientação.

- **Pesquisa**

O instrumento possibilitará desenvolver pesquisas relacionadas ao sistema vestibulo ocular de modo efetivo, por possibilitar a realização de estudos na quantificação de tais movimentos.

- **Fisioterapia**

O instrumento poderá analisar a evolução do paciente de modo a avaliar sua efetiva melhora no uso da fisioterapia em sua recuperação.

- **Utilidade Pública**

Análise do sistema vestibular na renovação de carteiras de motorista, garantindo que o motorista não possui quaisquer disfunções do equilíbrio.

- **Segurança**

Realizar testes periódicos em motoristas e pilotos após longas jornadas de trabalho, com o objetivo de garantir sua segurança e dos demais passageiros. Tais profissionais possuem o hábito de fazer o uso de medicamentos para prolongar sua jornada de trabalho, porém não há um instrumento capaz de medir os efeitos de tais medicamentos na segurança de seu trabalho.

3.11 PROCEDIMENTO DE TESTES SUGERIDOS EM SUJEITOS

3.11.1 TESTES SUGERIDOS COM SUJEITOS

Neste tópico são descritos os procedimentos de teste que poderão ser realizados com voluntários, após a aprovação do projeto pelo comitê de ética da universidade PUCRS. Os voluntários não devem possuir quaisquer problemas relacionados ao equilíbrio, portanto devem passar por uma avaliação médica prévia. Para teste e calibração do equipamento desenvolvido, será realizado um estudo de caso com 3 voluntários.

3.11.2 CRITÉRIOS SUGERIDOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO

Os critérios de inclusão e exclusão são necessários para identificação dos possíveis voluntários.

Crítérios:

- Homens e mulheres.
- Idade: 20 a 59 anos
- Não possuírem patologias que gerem alterações do equilíbrio.
- Não estarem em uso de medicamentos que provoquem alterações oculares ou do equilíbrio.

3.11.3 PROTOCOLOS SUGERIDOS DO EXAME

1. Avaliação com o otorrino-laringologista, do hospital São Lucas da PUCRS, para exclusão de voluntários com quaisquer alterações de equilíbrio.
2. Preenchimento do termo de consentimento em anexo.
3. O voluntário deverá encaminhar-se ao laboratório de engenharia biomédica na PUCRS para a realização dos testes.
4. O voluntário para iniciar o procedimento deverá encontrar-se sentado, com os braços apoiados sobre os braços da cadeira de formar ereta.

5. O óculos imagiador será adaptado a cabeça do voluntário.
6. O pesquisador iniciará o software para devida calibração do equipamento ao voluntário.
7. Será solicitado ao voluntário realizar movimentos de flexo-extensão da cervical por um período de 30 segundos. Durante o movimento o sistema captura os movimentos oculares do voluntário.
8. Será solicitado ao voluntário realizar movimentos de rotações laterais da cervical por um período de 30 segundos. Durante o movimento o sistema captura os movimentos oculares do voluntário.
9. Após a realização dos movimentos anteriores será solicitado ao voluntário a retirada do óculos imageador, finalizando o teste proposto.

O procedimento de teste não necessita de qualquer preparo prévio bem como não causará aos voluntários reações adversas, tornando-se um procedimento sem quaisquer riscos a saúde, não invasivo por excelência.

4 CONCLUSÕES

Neste tópico serão descritos as conclusões do projeto de desenvolvimento de um Instrumento Portátil para Aquisição, Digitalização e Processamento de Imagens a Ser Aplicado na Avaliação do Sistema de Equilíbrio Humano.

4.1 CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com base nos diversos testes que avaliaram a resposta do algoritmo na quantização do movimento ocular e suas conclusões, pode-se afirmar que foi capaz de realizar o cálculo de centro de pupila com precisão e representá-lo graficamente para posterior análise.

Durante os testes com o olho sintético, foram realizadas diversas simulações de movimentos oculares e interferências que poderiam causar erros no seu cálculo de centro tais como: Movimento dos olhos para o limite orbital esquerdo, direito, inferior, superior e senoidal sem reflexo e com reflexo ocasionado por fonte de iluminação. O algoritmo durante os testes mostrou-se preciso e estável em sua resposta obtendo no máximo um erro de 1 Pixel por eixo. Tal erro pode ser considerado insignificante por tratar-se de média de um centro ocular com deformações e imperceptível em sua visualização gráfica e proporcionalmente no pior caso 0,25% da área do objeto .

O algoritmo ao ser comparado com a técnica proposta pela dissertação de mestrado do [FIGUEIRA,2007], mostrou-se mais precisa e eficaz no cálculo do centro da pupila. A técnica anterior proposta por [FIGUEIRA,2007], mostra que variações maiores de 1 pixel e menores que 1% da resolução verticais da imagem, aproximadamente 4 pixels, equivalem a aproximadamente 15,7% dos frames do vídeo ocular simulado com interferência por reflexo. Logo ao compararmos com a aplicação da técnica de centro de pupila com base na área do objeto proposta neste trabalho, foi reduzida a taxa de 15,7% dos frames do vídeo para 0%, segundo o critério adotado pelo Eng Marcio V. Figueira.

As melhoras significativas no cálculo de centro da pupila por suas mais diversas situações demonstradas nesta tese, se dá ao fato não somente a melhora da técnica de cálculo de centro de pupila, mas sim, à possibilidade de uma

calibração manual de todas as técnicas de processamento de imagens utilizadas no projeto.

4.2 MODIFICAÇÃO DE HARDWARE

Com a utilização de novos dispositivos de hardware e processadores com maior poder computacional, foi possível desenvolver um equipamento com redução significativa em seu custo final e viabilizar sua portabilidade e utilização na sociedade sem a vinculação de fabricantes. Durante os testes de hardware, foram realizados testes com três placas de captura e duas câmeras distintas, ambas de baixo custo e todas obtiveram os mesmos resultados. O software desenvolvido tem a flexibilidade para diferentes dispositivos de hardware de aquisição de imagens.

4.3 ARQUITETURA DE SOFTWARE

A criação de uma arquitetura de software robusta e escalável, possibilitou criar uma aplicação de fácil utilização, instalação e manutenção compatível com os sistemas operacionais atuais.

O software desenvolvido permite análise gráfica básica, exportação de dados de configuração e exportação dos dados gráficos. O software dispensa a necessidade de software de terceiros para a análise de seus resultados, diminuindo ainda mais os custos de implantação e aumentando sua facilidade de utilização.

A arquitetura de software escalável e de fácil utilização, possibilitou sua utilização em dissertações de mestrado em desenvolvimento no programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica.

5 TRABALHOS FUTUROS

A finalização do projeto possibilitará a realização de diversos projetos futuros de acordo com sua aplicação tais como:

- Modelagem do hardware de captura de imagens, com o objetivo de fornecer maior praticidade, facilidade de fabricação e iluminação mais homogênea com redução de reflexos ocasionados pela fonte de iluminação.
- Modelagem de um hardware ou aplicação que possibilite verificar a velocidade, aceleração e deslocamento da cabeça na utilização do equipamento.(Tese em andamento do Eng Alexandre Bregolin)
- Desenvolver uma aplicação para dispositivos móveis com a utilização da arquitetura desenvolvida.
- Identificação e extração de parâmetros relevantes das curvas obtidas. Determinação de padrões de normalidade e estudo
- Aprovação pelo comitê de ética da universidade para a utilização em teste com pessoas e futuras pesquisas na área da saúde.
- Análise de codec de vídeo para armazenamento e utilização médica.
- Detecção do movimento de torção ocular.

REFERÊNCIAS

- [HERDMAN,2002] Herdman , Suzan J. Reabilitação Vestibular. Editora Manole Ltda, 2002.
- [GONZALEZ,1992] Gonzalez, Rafael C.; Woods, Richard E. Digital Image Processing. United States: Addison-Wesley Publishing Company Inc. 1992.
- [GONZALEZ,2010] Gonzalez, Rafael C.; Woods, Richard E. Processamento de Imagens Digitais. Brasil: Pearson Education do Brasil, 2010.
- [DESPOPOULOS,2003] Despopoulos, Agamemnon; Silbernagl, Stefan. Color Atlas of Physiology. New York, United States: Thieme. 2003.
- [GUYTON,2006] Guyton, Arthur C.; Hall, John E. Tratado de Fisiologia Médica. Philadelphia: Elsevier Saunders. 2006.
- [GESSINGER,2005] Gessinger, Rosirene Pantelê ao. Aperfeiçoamento da Cadeira Eletricamente Controlada e seu Uso no Estudo do Equilíbrio Humano. 103 f. Dissertação de Mestrado - PPGEE - PUCRS, Porto Alegre. 2005.
- [BALOH,1990] Baloh, Robert W.; Honrubia, Vicente. Clinical Neurophysiology of the Vestibular System. Philadelphia: F.A.Davis. 1990.
- [SCHUBERT,2004] Schubert, Michael C.; Minor, Lloyd B. Vestibulo-ocular Physiology Underlying Vestibular Hypofunction. Physical Therapy Journal, V.84, N.4. April 2004.
- [FIFE,2000] Fife, T.D.; Tusa, R.J.; Furman, J.M.; et al. Assessment: Vestibular testing techniques in adults and children. Neurology Journal. AAN Enterprises, Inc. 2000.
- [HOUSSAY,2004] Houssay, Alberto B.; Cingolani, Horacio E. Fisiologia Humana de Houssay. Porto Alegre: Artmed. 2004.
- [JAIN,1989] Jain, Anil K. Fundamentals of Digital Image Processing. United States: Prentice-Hall, Inc. 1989.
- [MOESLUND,2012] Moeslund, Tomas B. Introduction to Video And Image Processing: 1rd. Edition, 2012.
- [KAHLE,2003] Kahle, Werner; Frotscher, Michael. Color Atlas and Textbook of Human Anatomy: Nervous System and Sensory Organs, Volume 3. New York, United States: Thieme. 2003.
- [KANDEL,1991] Kandel, Eric R.; Schwartz, James H.; Jessell, Thomas M. Principles of Neural Science: 3rd. Edition. New York, Amsterdam, London, Tokyo: Elsevier Saunders. 1991.

[FIGUEIRA,2007],Márcio V;Instrumento de Aquisição e Processamento de Imagens de Olhos. Porto Alegre: PUCRS, 2007. Tese (Mestrado em Engenharia), Faculdade de Engenharia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2007.