

Instrumento de Aquisição e Processamento de
Imagens de Olhos

Eng. Márcio Vieira Figueira

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

Coorientadora: Prof^a. Thaís Russomano, Ph.D.

2007

MÁRCIO VIEIRA FIGUEIRA

**INSTRUMENTO DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO
DE IMAGENS DE OLHOS**

Dissertação apresentada como requisito para obtenção do grau de Mestre, pelo Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dario Francisco Guimarães de Azevedo, Ph.D.

Co-orientadora: Profa. Thaís Russomano, Ph.D.

Porto Alegre

2007

Agradecimentos

Agradeço aos meus pais, Eli e Clara, que sempre priorizaram a educação e muito me incentivaram.

Agradeço ao meu orientador, Dr. Dario Azevedo, por investir no meu potencial e estimular meu crescimento científico.

Agradeço à minha coorientadora, Dra. Thaís Russomano, pela constante disposição em ajudar no trabalho.

Agradeço à Ana Maria, pelo carinho, paciência e companherismo.

Agradeço ao Arno Kielling, pelo apoio nos ensaios que ajudaram a modelar o instrumento.

Agradeço ao Mário Vian, pelo apoio na confecção da máscara

Agradeço ao Luís Fernando Nunes, Glademir Pinto e Sérgio Helegda pelo apoio às minhas atividades.

Agradeço aos amigos, pessoas dignas com quem sempre aprendi muito e muito discuti sobre a vida.

Agradeço à Hewlett-Packard Company (HP), que financiou algumas de nossas pesquisas e viabilizou este projeto de pesquisa.

Resumo

Este trabalho descreve o desenvolvimento de um instrumento inovador para apoio ao diagnóstico médico e às pesquisas relativas às doenças que afetam o equilíbrio humano. Estas doenças são responsáveis por manifestações como tonturas, perda de equilíbrio, náuseas e enjôos. Diversas técnicas utilizadas para avaliar as funções do equilíbrio são subjetivas, invasivas ou imprecisas. A técnica proposta por este trabalho baseia-se em processamento digital de imagens dos olhos, possibilitando a confecção de um instrumento objetivo, preciso e não invasivo.

O sistema vestibular humano, localizado na orelha interna, é fundamental para a manutenção do equilíbrio. Movimentos seletivos de cabeça são usados para estimular cada um dos canais semi-circulares, que compõem o sistema vestibular. Através do reflexo vestibulo-motor, são produzidos movimentos de olhos que correspondem compensatoriamente aos estímulos dos canais semi-circulares.

Imagens dos olhos são capturadas por câmeras fixas a um equipamento, que isola os olhos da luz externa e os ilumina com luz infravermelha. Um computador pessoal digitaliza as imagens com auxílio de uma placa de captura. As imagens capturadas são processadas por um algoritmo desenvolvido onde, em cada quadro, o centro da pupila é calculado. Um programa desenvolvido apresenta o resultado da quantificação do movimento dos olhos na tela em dois gráficos - um para o movimento vertical e outro para o movimento horizontal. Os dados apresentados no gráfico podem ser exportados para um arquivo para visualização posterior. A correta interpretação dos gráficos pelo médico especialista facilita o diagnóstico de hipofunções do sistema vestibular e sistema nervoso.

Com o objetivo de se validar o algoritmo que calcula o centro da pupila, foi construída uma biblioteca geradora de imagens sintéticas de olho. Diversas imagens sintéticas foram geradas, que simularam diferentes situações, baseadas em situações reais observadas du-

rante o trabalho. Estas imagens foram processadas e em cada uma avaliou-se o erro do algoritmo ao determinar o centro da pupila.

Palavras-chave: Movimentos de Olhos. Sistema Vestibular. Processamento Digital de Imagens. Reflexo Vestíbulo-Ocular.

Abstract

This work describes the development of an innovative device designed to support the medical diagnosis and to study human balance disorders, which are responsible for manifestations like dizziness, loss of balance and nausea. Several techniques used for balance evaluation are subjective, invasive or inaccurate. The technique proposed by this research is non-invasive and objective, since it is based on digital image processing.

The vestibular apparatus, located in the inner ear, is responsible for the maintenance of the human balance. Selective head movements are induced on the patient to stimulate each one of the semicircular canals that are part of the vestibular apparatus. The stimulation of the canals cause the generation of the vestibulo-ocular reflex, which produces compensatory eye movements proportional to the head movements.

Images of the eyes are captured by cameras attached to an equipment, which blocks the vision and illuminates the eyes with infrared light. A personal computer digitalizes the images with a framegrabber. The digitalized eye images are processed by an algorithm developed to calculate the center of the pupil on each frame. A developed program displays on screen the result of the eye movement quantification in two graphs - one for vertical movement and the other for horizontal movement. The data displayed in the graphs can be exported to a file for posterior visualization. The correct interpretation of the graphs carried out by the specialist facilitate the diagnosis process of several vestibular and neuronal hypofunctions.

In order to validate the algorithm that calculates the center of the pupil, a library was developed to generate synthetic images of the eye. This library was used to generate several synthesized images of the eye in movement in different real situations observed during this work. These images were processed by the algorithm to determine the error between the synthesized center and the calculated center.

Keywords: Eye Movement. Vestibular Apparatus. Digital Image Processing. Vestibulo-ocular Reflex.

Sumário

1	Introdução	1
1.1	Objetivo	2
1.2	Objetivos Específicos	2
1.3	Estrutura da Dissertação	2
2	Revisão Bibliográfica	4
2.1	Equilíbrio Humano	4
2.2	Sistema Vestibular	4
2.2.1	Canais Semicirculares	4
2.2.2	Crista Ampular	5
2.2.3	Função da Crista Ampular	6
2.2.4	Detecção da Rotação	7
2.2.5	Reflexo Vestíbulo-ocular	8
2.2.6	Disposição do Sistema Vestibular no Crânio	8
2.3	Anatomia do Olho	9
2.3.1	Fisiologia dos Movimentos dos Olhos	10
2.3.2	Controle Muscular dos Movimentos dos Olhos	11
2.4	Método de Avaliação do Equilíbrio	13
2.4.1	<i>Head Thrust Test</i>	14
2.4.2	<i>Head-Shaking-Induced Nystagmus</i>	14
2.4.3	Acuidade Visual Dinâmica	15
2.4.4	Teste Calórico	15
2.5	Técnicas de Aquisição de Dados dos Movimentos de Olhos	15
2.5.1	Eletro-oculografia	15
2.5.2	Reflexão Infravermelha	16

2.5.3	Bobina de Busca Escleral	16
2.5.4	Processamento de imagens da vídeo-oculografia	16
2.5.5	Comparativo	17
2.6	Imagem	18
2.7	Processamento Digital de Imagens	18
2.7.1	Luz e o Espectro de Energia Eletromagnética	18
2.7.2	Aquisição de Imagem	19
2.7.3	Digitalização	21
2.7.4	Quantização	22
2.7.5	Representação da Imagem Digital	22
2.7.6	Relacionamento Básico entre Pixels	23
2.7.7	Domínio Espaço e Domínio Freqüência	24
2.7.8	Melhoramento de Imagem no Domínio Espaço	25
2.7.9	Segmentação de Imagem	27
2.7.10	Análise de Imagens	27
2.8	Curvas de Bézier	28
2.8.1	Curva de Bézier segundo Casteljau	29
3	Conclusões	32
3.1	Instrumento de Captura de Imagens	32
3.2	Gerador de Imagens Sintéticas do Olho	32
3.3	Quantificação de Movimento de Olhos	33
3.4	Aplicativo Modelo de Avaliação do Equilíbrio	33
3.5	Trabalhos Futuros	34
	Bibliografia	35
	Apêndice A Sistema para Quantificação de Movimentos de Olhos	36
	Anexo A Conector Matrox Meteor II/MC	43

Lista de Figuras

2.1	Labirinto membranoso	5
2.2	Crista ampular em detalhe	6
2.3	Efeito da mudança de polarização na crista ampular	7
2.4	Movimento relativo da endolinfa	8
2.5	Estabilização dos olhos	9
2.6	Disposição do sistema vestibular no crânio	9
2.7	Vista frontal do olho	10
2.8	Vista do olho em corte	11
2.9	Vistas de topo e lateral respectivamente dos músculos extraoculares	12
2.10	Resposta de sistema que apresenta hipofunção vestibular	14
2.11	Espectro da energia eletromagnética	19
2.12	Esquema do sensor CCD	20
2.13	Representação da imagem digital	23
2.14	Método de detecção da borda em imagens binárias.	28
2.15	Algoritmo Segue-Borda	29
2.16	Exemplo de curva quadrática de Bézier	30
A-1	Ferramenta de imageamento dos olhos do SQMO	36
A-2	Montagem do capacete	38
A-3	Algoritmo SQMO	39
A-4	Modelo de busca da pupila no SQMO	40
A-5	Cálculo do centro da pupila	41
A-6	Validação do Método Proposto no SQMO	42
A-1	Conector externo da placa de captura	43

Lista de Tabelas

2.1	Resumo comparativo entre os métodos de oculografia	17
A-1	Pinagem do conector da placa de captura	44

Lista de Siglas

CCD	-	<i>Charge-Coupled Device</i>
IR	-	Infravermelho (<i>Infrared</i>)
LED	-	Diodo Emissor de Luz (<i>Light Emission Diode</i>)
SQMO	-	Sistema de Quantificação de Movimentos de Olhos
PVC	-	Cloreto de Polivinila
ROI	-	Região de Interesse (<i>Region of Interest</i>)
EOG	-	Eletro-oculografia (<i>Electro-oculography</i>)
IRR	-	Reflexão Infravermelha (<i>Infrared Reflection</i>)
SSC	-	Bobina de Busca Escleral (<i>Scleral Search Coils</i>)

1 Introdução

A avaliação das doenças que afetam o equilíbrio humano é realizada subjetivamente e os equipamentos já desenvolvidos para apoiar o médico no processo do diagnóstico são na sua maioria invasivos ou não possuem a precisão desejada. Neste trabalho, um instrumento preciso e não invasivo de apoio ao médico e ao pesquisador foi desenvolvido para promover o estudo e diagnóstico das doenças que afetam o equilíbrio humano. Este instrumento é baseado em uma técnica não invasiva que permite, por meio de movimentos induzidos de cabeça, avaliar a resposta dos canais semicirculares do sistema vestibular através da quantificação digital do movimento induzido dos olhos de um indivíduo. O processo é realizado utilizando um computador, onde são digitalizadas as imagens dos olhos obtidas por câmeras fixas a uma ferramenta que é acoplada à cabeça do sujeito. Não há histórico de um equipamento similar no Brasil, o que o torna um instrumento inovador.

O instrumento é composto por três partes, todas desenvolvidas neste trabalho. A primeira é uma ferramenta leve e ergonômica, que isola os olhos da luz visível externa e que fixa duas câmeras que fazem a captura das imagens dos olhos do sujeito. A segunda é um algoritmo que processa as imagens digitalizadas para determinar o centro da pupila. A terceira é um aplicativo modelo, que quantifica os movimentos translacionais dos olhos e que apresenta os resultados em dois gráficos - um para o movimento vertical e o outro para o movimento horizontal. Uma placa de captura comercial (*framegrabber*), instalada em um computador pessoal, digitaliza as imagens capturadas pelas câmeras. Com o objetivo de validar o algoritmo que determina o centro da pupila, desenvolveu-se também uma biblioteca para gerar imagens sintéticas dos olhos. Diversas características do olho foram observadas e parametrizadas para a construção da biblioteca.

Um trabalho preliminar denominado Sistema para Quantificação do Movimento de Olhos (SQMO) foi desenvolvido anteriormente pelo autor. O SQMO é composto (a) pelo

primeiro protótipo da ferramenta para captura de imagens de olhos e (b) pela primeira versão do algoritmo que calcula o centro da pupila. As conclusões e resultados do SQMO foram consultados para a construção do instrumento proposto por este trabalho.

1.1 Objetivo

Desenvolver um instrumento para quantificar movimentos translacionais dos olhos estimulados por movimentos seletivos de cabeça e exibir o resultado da quantificação graficamente.

1.2 Objetivos Específicos

- a) Desenvolver e testar um equipamento para capturar adequadamente imagens dos olhos do paciente;
- b) Aprimorar o algoritmo do SQMO que calcula o centro da pupila;
- c) Testar e validar o algoritmo desenvolvido usando imagens sintéticas do olho;
- d) Desenvolver um aplicativo modelo para apresentar o resultado da quantificação do movimento em tempo real para o examinador.

1.3 Estrutura da Dissertação

O Capítulo 2, Revisão Bibliográfica, inicia com um estudo sobre equilíbrio humano, abordando a fisiologia do sistema vestibular e o reflexo vestibulo-ocular, que é de fundamental importância para o entendimento deste trabalho. Em seguida são revisados conceitos sobre anatomia do olho e a fisiologia dos movimentos dos olhos. A partir dos conceitos até então introduzidos, são apresentados os métodos conhecidos de avaliação do equilíbrio baseados no reflexo vestibulo-ocular. Entre estes métodos está o *Head-Shaking-Induced Nystagmus* que é utilizado neste trabalho. Em seguida, serão apresentadas as diversas técnicas que quantificam movimentos de olhos, e entre estas, a técnica de processamento

de imagens obtidas por vídeo-oculografia que descreve a técnica abordada neste trabalho. Por se tratar de uma técnica baseada em processamento de imagens, o Capítulo 2 é complementado com uma revisão sobre processamento de imagem.

O Capítulo 3, Materiais e Métodos, descreve os materiais e a metodologia usados para o desenvolvimento do instrumento proposto.

O Capítulo 4, Projeto do *Hardware*, descreve o desenvolvimento da ferramenta desenvolvida para capturar imagens dos olhos do sujeito durante movimentos seletivos de cabeça.

O Capítulo 5, Projeto do *Software*, descreve (a) o algoritmo desenvolvido para calcular em tempo real o centro da pupila nas imagens que são digitalizadas; e (b) o programa modelo criado para apresentar graficamente os resultados da quantificação dos movimentos dos olhos.

O Capítulo 6, Testes, descreve os testes executados para avaliar o projeto do instrumento.

O Capítulo 7, Resultados, apresenta os resultados dos testes propostos.

O Capítulo 8, Conclusões, apresenta as conclusões acerca dos objetivos e resultados.

2 Revisão Bibliográfica

2.1 Equilíbrio Humano

O senso de equilíbrio é essencial para a manutenção da postura e do campo visual. Disfunções do senso de equilíbrio levam a manifestações como tontura e náusea (Kandel et al., 1991). O sistema vestibular, descrito abaixo, exerce importante função na manutenção do equilíbrio (Schubert e Minor, abril 2004; Kandel et al., 1991).

2.2 Sistema Vestibular

O sistema vestibular nos fornece informações sobre deslocamentos rotacionais e lineares da cabeça. Este sistema está situado na região da orelha interna e é constituído pelo labirinto ósseo, que consiste de uma série de cavidades na porção petrosa do osso temporal, e pelo labirinto membranoso, contido nestas cavidades. Os labirintos ósseo e membranoso são separados por um líquido denominado perilinf (Houssay e Cingolani, 2004). O labirinto membranoso (Figura 2.1) é a parte funcional desse sistema (Guyton e Hall, 2006) e é composto pelo utrículo, pelo sáculo e por três canais semicirculares. Os canais semicirculares são de fundamental importância para este trabalho.

2.2.1 Canais Semicirculares

Os três canais semicirculares, denominados de canal semicircular anterior, posterior e lateral (horizontal), são preenchidos por uma substância denominada endolinfa (Guyton e Hall, 2006). A endolinfa possui uma alta concentração de íons de potássio e baixa concentração de íons de sódio (Kandel et al., 1991; Schubert e Minor, abril 2004), que provêm de bombeamento iônico da perilinf através da membrana do labirinto (Kandel et al., 1991). Quando a cabeça inicia um movimento de rotação, a endolinfa,

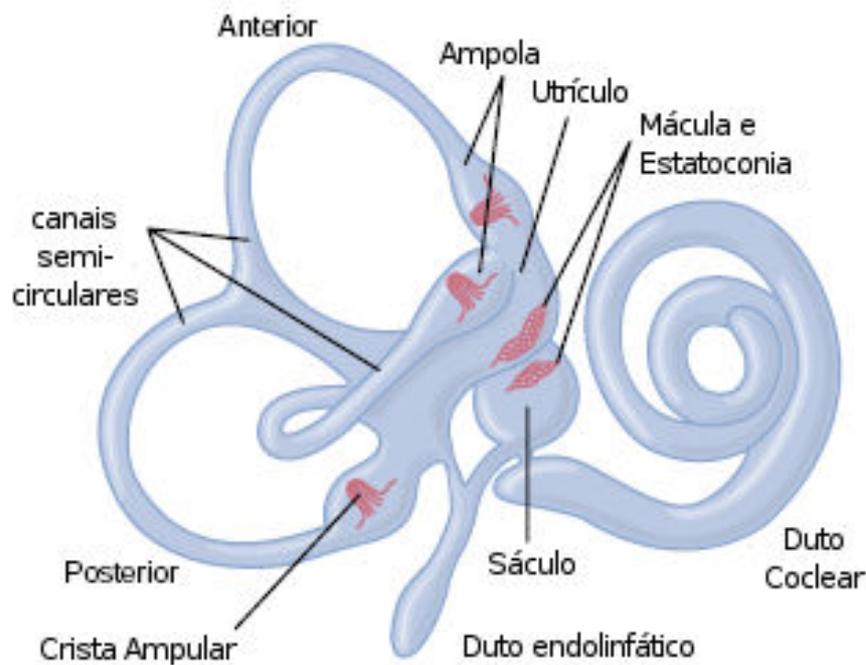


Figura 2.1: Labirinto membranoso
 Fonte: (Guyton e Hall, 2006)

que estava em repouso, tende a continuar em repouso, causando um movimento relativo da endolinfa nos canais. Os três canais estão dispostos de uma forma onde os três planos espaciais são representados, assim, qualquer movimento da cabeça resulta na sensibilização de pelo menos um canal semicircular. Em uma das extremidades de cada canal há uma região mais grossa chamada ampola, onde acontece a detecção do movimento relativo da endolinfa.

2.2.2 Crista Ampular

A ampola (Figura 2.2) contém em seu interior um órgão receptor denominado crista ampular. Esta crista é formada na sua maior parte por uma substância gelatinosa, chamada cúpula, que se estende até o teto da ampola, de densidade similar à endolinfa, o que evita o deslocamento da crista em função de acelerações lineares (Houssay e Cingolani, 2004). A base da crista ampular é composta por uma membrana neuronal e células de sustentação, de onde sobressaem pequenos cílios mergulhados na cúpula. Cada célula ciliada possui duas classes de cílios, os estereocílios e o cinocílio. O cinocílio é único, é o maior deles e está situado sempre na extremidade da célula, e os estereocílios se organizam de forma

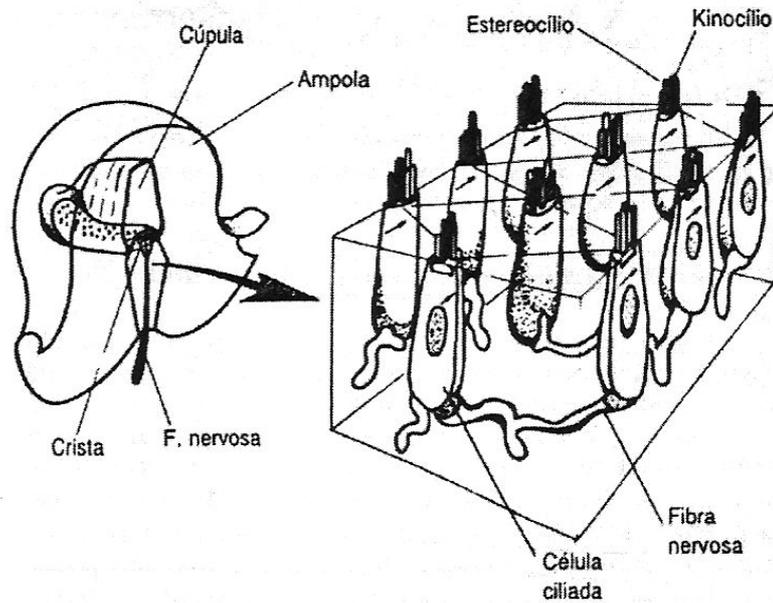


Figura 2.2: Crista ampular em detalhe
 Fonte: (Gessinger, 2005)

linear decrescente conforme se afastam do cinocílio, ou seja, o maior está mais próximo ao cinocílio e o menor está mais afastado. As células ciliadas de cada crista ampular estão organizadas todas no mesmo sentido. O topo do cinocílio está conectado ao primeiro estereocílio pela ponte filamentosa (Houssay e Cingolani, 2004).

2.2.3 Função da Crista Ampular

O fluxo de endolinfa flexiona a crista ampular e conseqüentemente os cílios, em dois possíveis sentidos, a favor (estereocílios em direção ao cinocílio) ou contra. Quando a flexão é a favor, há a abertura de centenas de canais nas membranas neuronais até a base dos 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 e Hall, 2006). A polarização e a despolarização tornam possível a detecção do movimento.

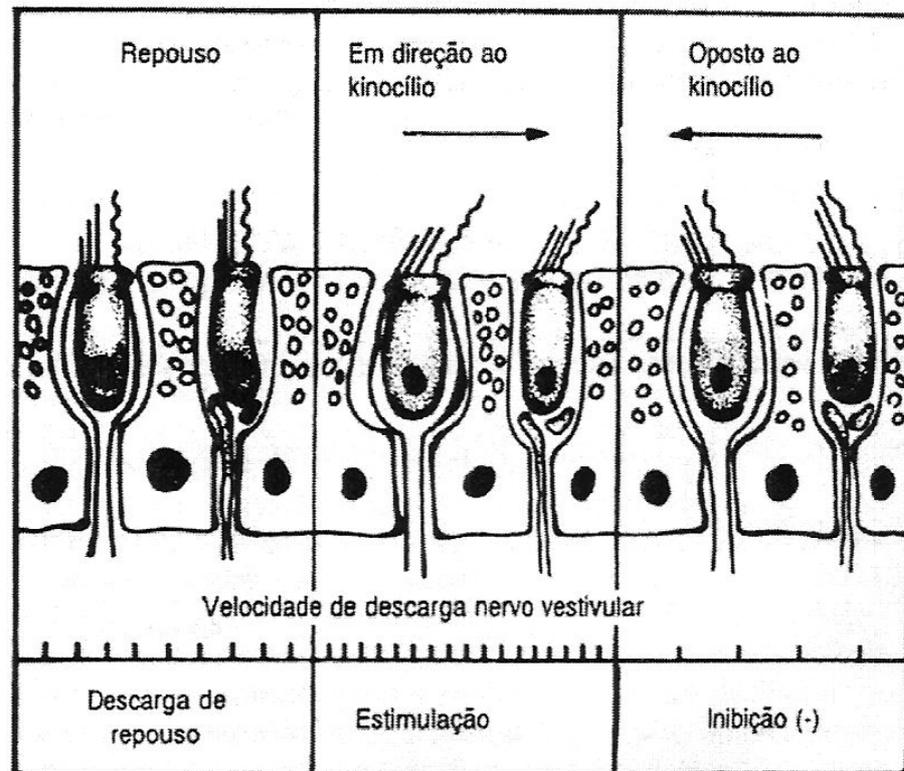


Figura 2.3: Efeito da mudança de polarização na crista ampular

Fonte: (Gessinger, 2005)

2.2.4 Detecção da Rotação

Em condições de repouso, canais que atravessam as células de sustentação da crista ampular estão desbloqueados permitindo uma despolarização contínua das células nervosas. Esta despolarização constante causa o disparo das fibras nervosas aferentes a uma frequência em torno de cem disparos por segundo (Kandel et al., 1991). A hiperpolarização ou despolarização que ocorre na crista ampular afeta a frequência de disparos (Figura 2.3). Ao iniciar-se um movimento rotatório da cabeça (seta vermelha da Figura 2.4), o líquido endolinfático que estava em repouso, inercialmente tende a continuar em repouso, causando um fluxo relativo da endolinfa no sentido contrário ao da rotação (seta preta). Como os canais semicirculares estão dispostos aos pares, um em cada orelha, o movimento que causa a hiperpolarização de um lado, causa a despolarização do outro.

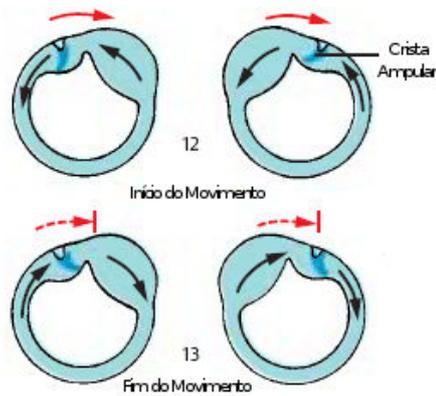


Figura 2.4: Movimento relativo da endolinfa
 Fonte: (Kahle e Frotscher, 2003)

2.2.5 Reflexo Vestíbulo-ocular

As aferências dos canais semicirculares terminam nos núcleos vestibulares (Houssay e Cingolani, 2004) onde o sinal é processado (Martin, 1998). A informação dos núcleos vestibulares chega aos 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 2.5), denominados movimentos de perseguição lenta. Se o movimento se estender até o limite orbital, é iniciado um movimento rápido no sentido da rotação da cabeça denominado movimento sacádico (Houssay e Cingolani, 2004).

O reflexo vestibulo-ocular é de fundamental importância para este trabalho, pois este relaciona os movimentos dos olhos com a detecção da rotação da cabeça pelo sistema vestibular.

2.2.6 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 2.6), o canal horizontal (lateral) está flexionado 30° para cima, podendo ser estimulado independentemente flexionando a cabeça 30° para baixo, e executando o movimento de negação. Os canais verticais

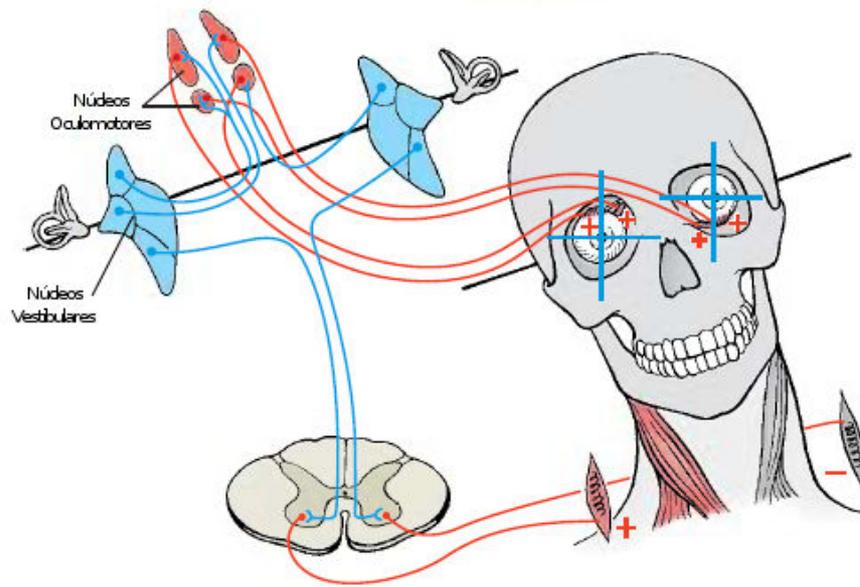


Figura 2.5: Estabilização dos olhos
 Fonte: (Kahle e Frotscher, 2003)

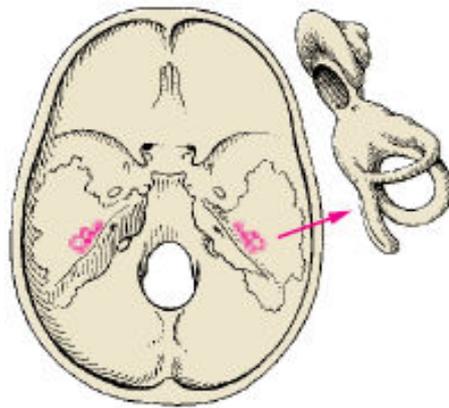


Figura 2.6: Disposição do sistema vestibular no crânio
 Fonte: (Kahle e Frotscher, 2003)

estão ambos dispostos a 45° do plano sagital e aproximadamente perpendiculares entre si (Kandel et al., 1991).

2.3 Anatomia do Olho

É importante identificar as diversas partes do olho, uma vez que este trabalho processa imagens dos olhos.

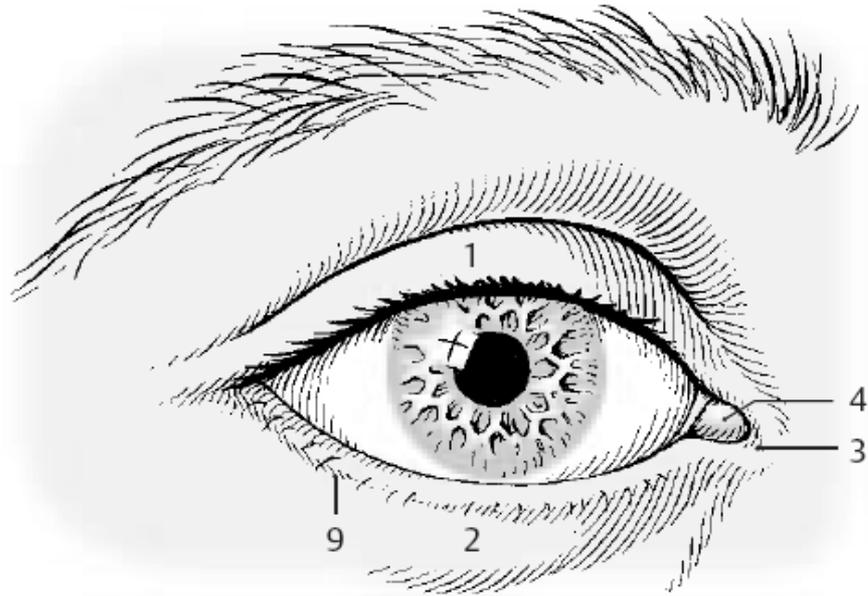


Figura 2.7: Vista frontal do olho¹
 Fonte: (Kahle e Frotscher, 2003)

O globo ocular está inserido na cavidade orbital e é coberto pelas pálpebras. A pálpebra superior (Figura 2.7) e a pálpebra inferior demarcam a fissura palpebral (Kahle e Frotscher, 2003).

Observando a imagem do corte do olho (Figura 2.8), pode-se identificar a córnea, o humor aquoso e o corpo vítreo, que formam o aparelho óptico. Cada parte é transparente e tem formato suave e uniforme, para não distorcer a imagem (Kahle e Frotscher, 2003). A entrada de luz é controlada por músculos radiais que formam a íris (Kahle e Frotscher, 2003). A esclera, que corresponde à parte branca do olho, é uma camada de tecido conjuntivo denso que circunda todo o olho exceto na região de domínio da córnea (Tortora, 2003).

2.3.1 Fisiologia dos Movimentos dos Olhos

Durante a varredura do campo visual, os olhos executam movimentos rápidos mudando de pontos de fixação. Este movimentos rápidos que duram de 10 ms a 80 ms são denominados *sacádicos* (Kahle e Frotscher, 2003). Os *movimentos de perseguição lenta* dos olhos têm como objetivo manter os olhos fixos nos objetos em movimento. A combinação

¹1 - Pálpebra superior; 2 - Pálpebra inferior; 4 - Carúncula lacrimal; 9 - Cílios

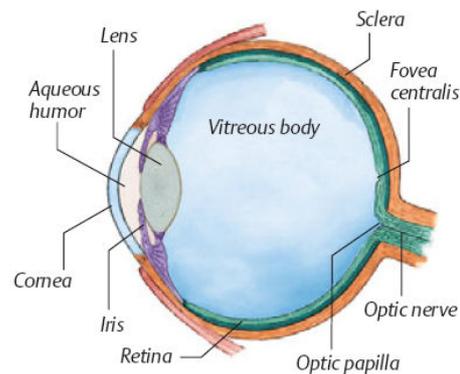


Figura 2.8: Vista do olho em corte²
 Fonte: (Despopoulos e Silbernagl, 2003)

dos movimentos de perseguição e o sacádico, que se opõem, é denominada *nistagmus* (Kahle e Frotscher, 2003). A direção do nistagmus é classificada de acordo com a direção da fase rápida (Kahle e Frotscher, 2003).

2.3.2 Controle Muscular dos Movimentos dos Olhos

O olho pode mover-se em todas as direções, controlado por seis músculos extra-oculares. Quatro são denominados músculos retos, e dois são músculos oblíquos (Kahle e Frotscher, 2003).

Considerando os três eixos vertical, horizontal e sagital, seis são os movimentos do globo ocular (Kahle e Frotscher, 2003):

Adução: Rotação em torno do eixo vertical em direção ao nariz;

Abdução: Rotação em torno do eixo vertical em direção às 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;

²Tradução: lens - cristalino; sclera - esclera; aqueous humor - humor aquoso; fovea centralis - fóvea; vitreous body - humor vítreo; cornea - córnea; iris - íris; optic nerve - nervo óptico; retina - retina; optic papilla - ponto cego

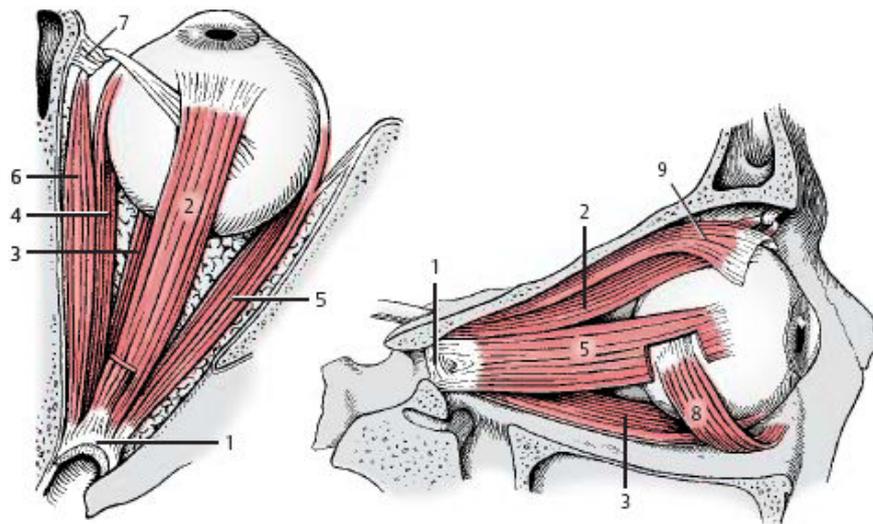


Figura 2.9: Vistas de topo e lateral respectivamente dos músculos extraoculares³
 Fonte: (Kahle e Frotscher, 2003)

Extorsão: Rotação em torno do eixo sagital, onde a metade superior do globo ocular rotaciona na direção temporal;

O músculo reto medial (Figura 2.9-4) causa o movimento de adução do olho, enquanto o músculo reto lateral (Figura 2.9-5) causa o movimento de abdução do olho (Kahle e Frotscher, 2003).

O músculo reto superior (Figura 2.9-2) rotaciona para cima o olho, mas causa também leve movimento de adução e intorsão. O músculo reto inferior (Figura 2.9-3) rotaciona o olho para baixo, mas causa também leve movimento de adução e extorsão (Kahle e Frotscher, 2003).

O músculo oblíquo superior (Figura 2.9-6) causa a intorsão do olho, além de um leve movimento de depressão e abdução do olho. O músculo oblíquo inferior (Figura 2.9-8) causa a extorsão do olho, além de um leve movimento de elevação e abdução do olho (Kahle e Frotscher, 2003). Este último par de músculos permite manter o campo visual na posição vertical (Guyton e Hall, 2006).

³7 - Tróclea; 9 - Músculo elevador da pálpebra superior

2.4 Técnica de Avaliação do Equilíbrio por Quantificação de Movimento de Olhos

Conforme descrito no Item 2.2.5, o reflexo vestibulo-ocular é responsável pela estabilização do ponto de fixação visual em função dos estímulos detectados no 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 e Minor, abril 2004; Fife et al., 2000).

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

Ainda hoje é pouco explorada a estimulação dos canais semicirculares verticais (posterior e anterior). Devido a orientação destes canais no crânio, o movimento resultante dos olhos é uma combinação dos movimentos vertical e rotacional, o que torna a interpretação subjetiva sem uma ferramenta adequada (Fife et al., 2000).

A Figura 2.10 apresenta uma simulação do movimento do olho em resposta ao movimento senoidal (em baixa frequência) da cabeça. Em situações onde a função vestibular é normal (sadia), o movimento dos olhos é de igual amplitude angular ao movimento da cabeça, no sentido oposto, sem alteração de fase. Entretanto, em sujeitos com hipofunção vestibular bilateral, espera-se movimentos de olhos com amplitude angular menor que a amplitude do movimento da cabeça, e também um atraso entre o início do movimento da cabeça e o movimento compensatório dos olhos. A razão entre a amplitude do movimento dos olhos e amplitude do movimento da cabeça é denominada de *VOR gain* (Schubert e Minor, abril 2004).

Os itens a seguir descrevem os principais testes aplicados para avaliar o equilíbrio baseados na análise dos movimentos dos olhos. Entre estes testes, descreve-se o *head-shaking-induced nystagmus* que é aplicado em conjunto com o instrumento desenvolvido neste trabalho.

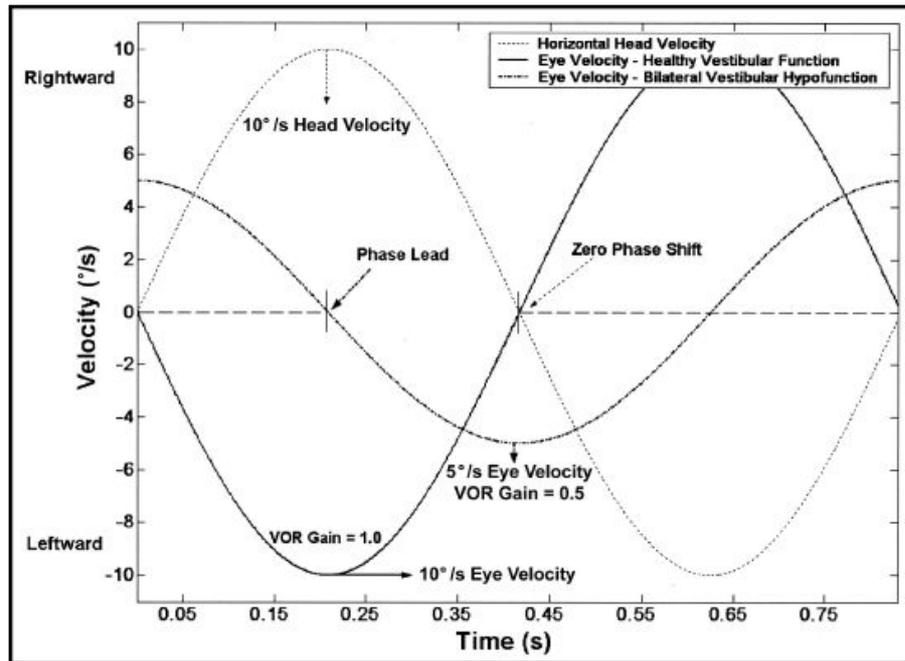


Figura 2.10: Resposta de sistema que apresenta hipofunção vestibular⁴

Fonte: (Schubert e Minor, abril 2004)

2.4.1 *Head Thrust Test*

O teste denominado *head thrust* é largamente aceito como ferramenta clínica para avaliar a função dos canais semicirculares. Um movimento horizontal curto ($5^\circ - 15^\circ$) e rápido ($3000^\circ/s$) é executado pelo médico na cabeça do paciente. Quando o sistema vestibular funciona normalmente, os olhos repetem o movimento no sentido oposto com mesma amplitude do movimento da cabeça. Se, ao final do movimento induzido os olhos executarem um movimento rápido para trazer o objeto de volta para a fóvea, assume-se uma possível hipofunção vestibular (Schubert e Minor, abril 2004).

2.4.2 *Head-Shaking-Induced Nystagmus*

Head-shaking-induced nystagmus é técnica adotada neste trabalho. Esta consiste em quantificar o nistagmus dos olhos durante o movimento de negação, com a cabeça flexionada

⁴Tradução: rightward - direita; leftward - esquerda; velocity - velocidade; head velocity - velocidade da cabeça; phase lead - atraso de fase; eye velocity - velocidade do olho; zero phase shift - deslocamento de 0° de fase; time - tempo; horizontal head velocity - velocidade da cabeça no plano horizontal; healthy vestibular function - função vestibular sadia; bilateral vestibular hypofunction - hipofunção vestibular bilateral; gain - ganho; *vestibulo-ocular reflex* (VOR) - reflexo vestibulo-ocular

30° para baixo. Pontos de fixação visual podem suprimir o nistagmus (Fife et al., 2000). Com o intuito de obter-se apenas os movimentos de olhos gerados pelo reflexo vestibulo-ocular, o teste é aplicado com os olhos do paciente isolados da luz visível e iluminados por luz infravermelha (Schubert e Minor, abril 2004).

2.4.3 Acuidade Visual Dinâmica

O teste de acuidade visual dinâmica mede a acuidade visual durante o movimento horizontal da cabeça. A velocidade de rotação da cabeça precisa ser maior que 100°/s cada vez que se mede a acuidade visual (Schubert e Minor, abril 2004).

2.4.4 Teste Calórico

O teste calórico consiste em introduzir um estímulo frio ou quente no canal auditivo, para criar um choque de temperatura no osso temporal. Este choque é transferido para o canal semicircular lateral que resulta em um fluxo convectivo da endolinfa. Este fluxo flexiona a cúpula e gera nistagmus. A principal vantagem desta técnica é a análise unilateral do sistema vestibular, permitindo determinar qual dos dois sistemas apresenta hipofunção (Schubert e Minor, abril 2004); entretanto, o teste é invasivo.

2.5 Técnicas de Aquisição de Dados dos Movimentos de Olhos

Além da técnica propostas por este trabalho, são conhecidas outras três técnicas de aquisição de dados de movimentos de olhos (Baloh e Honrubia, 1990):

2.5.1 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 (terra de sinal). A amplitude do sinal adquirido pelos eletrodos é diretamente proporcional à amplitude

do movimento do olho. Esta técnica é usada principalmente para registrar o movimento horizontal do olho, onde a acurácia é de 1° a 2°. O potencial de ação dos músculos do rosto e da cabeça podem interferir no sinal medido, podendo gerar formas de onda similares à forma de onda gerada pelo nistagmus (Baloh e Honrubia, 1990), confundindo o examinador.

2.5.2 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. Um dispositivo sensor montado em um óculos captura a posição do reflexo da luz infravermelha. Além desta técnica não medir a rotação do olho, a amplitude mensurável do movimento do olho é consideravelmente limitada (Baloh e Honrubia, 1990).

2.5.3 Bobina de Busca Escleral

A técnica denominada bobina de busca escleral (SSC) mede a diferença de potencial de uma bobina colada sobre a córnea do olho. Um campo magnético é aplicado sobre a bobina que gera uma diferença de potencial nos pólos quando movida. Este modelo permite a aquisição do movimento de torção do olho, além dos movimentos translacionais, entretanto, a técnica é invasiva, pois há a necessidade de se colar uma lente de contato sobre o olho, que normalmente agride a córnea (Baloh e Honrubia, 1990).

2.5.4 Processamento de imagens da vídeo-oculografia

A vídeo-oculografia captura imagens dos olhos em movimento por meio de um par de câmeras de vídeo. As imagens capturadas são digitalizadas e processadas por um computador. Esta técnica permite quantificar o movimento dos olhos até seu limite orbital e também permite quantificar o movimento rotacional. A acurácia da quantificação depende da resolução da câmera e da taxa de quadros que a câmera alcança. Por outro lado, esta técnica exige a aplicação de algoritmos que exigem alto esforço computacional

	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	Reflexão 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°

Tabela 2.1: Resumo comparativo entre os métodos de oculografia⁵

Fonte: (Baloh e Honrubia, 1990)

para determinar a posição do olho em cada quadro e para tratar eventuais artefatos que eventualmente interferem na imagem do olho (Baloh e Honrubia, 1990).

2.5.5 Comparativo

A Tabela 2.1 apresenta um resumo comparativo entre as técnicas descritas. A tabela demonstra que apenas as técnicas de SCC e de processamento de imagens são capazes de quantificar tridimensionalmente os movimentos dos olhos. A técnica SCC, apesar de apresentar melhor acurácia, é invasiva e exige do médico treinamento para a colocação de uma lente de contato que geralmente agride a córnea (Fife et al., 2000).

⁵Tradução do Autor.

2.6 Imagem

O termo imagem se refere a uma função bidimensional, $f(x, y)$, onde x e y são coordenadas espaciais (ou plano espacial). A amplitude de f em qualquer ponto (x, y) é denominado *intensidade* ou *nível de cinza* da imagem neste ponto. Quando x e y e a amplitude de f são finitos ou quantidades discretas, define-se a imagem como *imagem digital*. Assim, a imagem digital é composta de elementos finitos, cada qual com sua localização e intensidade particular. Estes elementos são referidos comumente como *picture elements* ou *pixels* (Gonzalez e Woods, 1992).

2.7 Processamento Digital de Imagens

O processamento de imagens pode ser dividido em cinco etapas distintas: (a) aquisição, (b) armazenamento, (c) processamento, (d) comunicação e (e) visualização (Gonzalez e Woods, 1992). Este trabalho se foca na aquisição e processamento de imagens.

Existem dois elementos principais para se adquirir uma imagem digital. O primeiro é um dispositivo sensor que é sensível a uma faixa do espectro de energia eletromagnética (luz visível, infravermelha, ultravioleta) e que gera um sinal elétrico na saída, proporcional ao nível de energia percebida. A maioria das câmeras de vídeo de estado sólido são sensíveis ao espectro de luz visível e também ao espectro das ondas infravermelhas. O segundo, uma placa de captura ou digitalizador (*framegrabber*), que é um dispositivo para conversão analógica/digital do sinal de vídeo da câmera (Gonzalez e Woods, 1992).

2.7.1 Luz e o Espectro de Energia Eletromagnética

O espectro de energia eletromagnética, conforme demonstra a Figura 2.11, é dividido em diversas faixas. O espectro de luz visível corresponde aos comprimentos de onda onde os olhos humanos possuem maior probabilidade de absorção e é percebido como cores, que variam desde o violeta até o vermelho. Acima dos comprimentos de onda do vermelho e

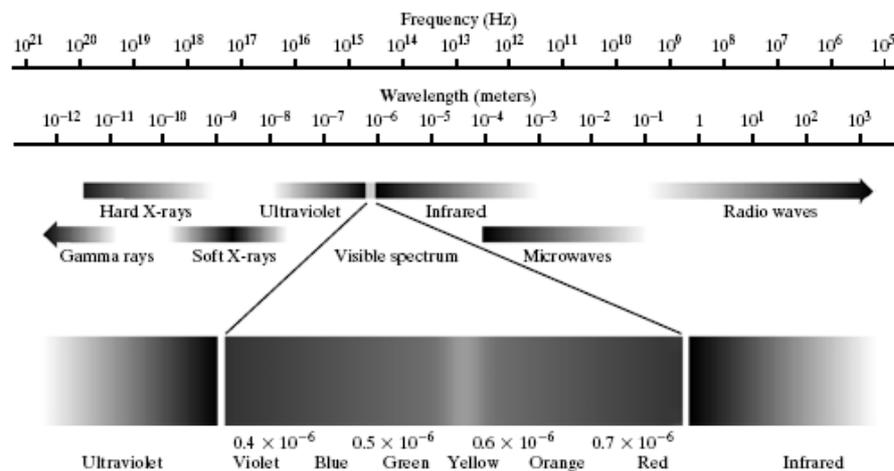


Figura 2.11: Espectro da energia eletromagnética⁶
 Fonte: (Gonzalez e Woods, 1992)

fora da zona da luz visível, existe o espectro de luz infravermelha, que neste trabalho é usado para iluminar os olhos. A luz infravermelha, como citado anteriormente, sensibiliza a maioria dos sensores de estado sólido usado nas câmeras.

2.7.2 Aquisição de Imagem

A formação de uma imagem é dada pela quantidade de luz que ilumina um objeto (denominada iluminação) e pela quantidade de energia que é refletida por este objeto (denominada reflectância). Assim, a imagem que se forma na retina ou no plano dos sensores das câmeras é uma função da iluminação multiplicada pela reflectância dos objetos que compõem a imagem (Gonzalez e Woods, 1992).

A aquisição de imagens por matriz de sensores ocorre em duas etapas. A primeira etapa filtra e foca a energia sobre o plano da imagem. No caso da energia ser luminosa, usam-se lentes que projetam a cena captada sobre o plano focal das lentes. A matriz de sensores, que coincide com o plano focal, produz uma saída proporcional a integral da luz captada por cada sensor (Gonzalez e Woods, 1992).

A energia luminosa projetada sobre o CCD é convertida pela câmera que produz um sinal analógico na saída. Este sinal analógico corresponde à intensidade nos diferentes

⁶Tradução: frequency - frequência; wavelength - comprimento de onda; meters - metros; gamma rays - raios gama; hard X-rays - raios-X pesados; soft X-rays - raios-X leves; ultraviolet - ultravioleta; visible spectrum - espectro visível; infrared - infravermelho; microwaves - microondas; radio waves - ondas de rádio; violet - violeta; blue - azul; green - verde; yellow - amarelo; orange - laranja; red - vermelho

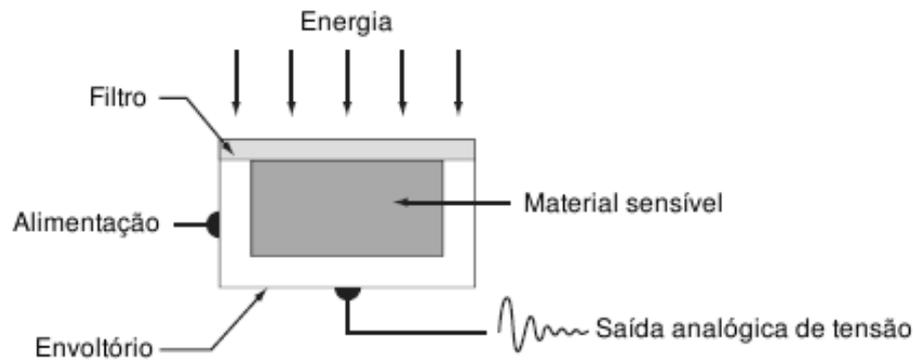


Figura 2.12: Esquema do sensor CCD⁷
 Fonte: (Gonzalez e Woods, 1992)

pontos da imagem (Russ, 1994) e é codificado segundo uma convenção criada por cada país (Nince, 1991).

CCDs

“O CCD (Figura 2.12) é um dispositivo de estado sólido usado para a captação de imagens” (Nince, 1991). É constituído de minúsculos elementos, que geram carga elétrica proporcional à energia luminosa incidente. Cada elemento faz parte de uma célula unitária (*pixel*) que estão distribuídas na matriz em forma de linhas e colunas (Nince, 1991). Um primeiro circuito do CCD percorre verticalmente a matriz selecionando cada linha de sensores. Um segundo circuito percorre horizontalmente a linha selecionada e a cada iteração a carga lida é transferida para um registrador e consecutivamente a um amplificador que juntos produzem um sinal analógico em função do tempo.

Entre as principais vantagens do CCD estão o tamanho reduzido, baixo consumo, imagem quase instantânea, não necessita de tempo de aquecimento, alta confiabilidade, vida útil prolongada, alta resistência a vibrações e sofre baixa influência de campos elétricos e magnéticos externos (Nince, 1991).

⁷Tradução do autor

2.7.3 Digitalização

A digitalização é o processo de conversão do sinal analógico da câmera para o formato digital. A digitalização inclui dois subprocessos: a discretização no espaço (amostragem) e a discretização em amplitude (quantização) (Gonzalez e Woods, 1992).

Amostragem Espacial

Amostragem é o processo de digitalizar espacialmente a imagem em uma matriz de coordenadas (x, y) .

Uma imagem $g(x, y)$ limitada em banda pode ser reconstruída sem erro a partir dos valores amostrados quando (a) o sinal for amostrado em uma grade retangular espaçada por Δx e Δy ; (b) a Equação 2.1 for satisfeita; e (c) a frequência de amostragem for maior que a frequência de Nyquist (Jain, 1989).

Imagens Limitadas em Banda

Apesar de imagens do mundo real raramente serem limitadas em banda, estas podem ser aproximadas arbitrariamente a funções limitadas em banda. Uma função $g(x, y)$ é dita *limitada em banda* se a transformada de Fourier dela $G(f_1, f_2)$ pode ser considerada como zero fora de uma região limitante no plano de frequência (Equação 2.1).

$$G(f_1, f_2) = 0, \quad |f_1| > f_{x0}, \quad |f_2| > f_{y0} \quad (2.1)$$

onde as grandezas f_{x0} e f_{y0} são as larguras de banda da imagem em x e em y (Jain, 1989).

Frequência de Nyquist e Aliasing

A frequência de Nyquist é definida como duas vezes a largura da banda do sinal ($2f_{x0}$ e $2f_{y0}$). Conforme definido anteriormente, o teorema da amostragem determina que imagens limitadas em banda e amostradas acima da frequência de Nyquist em x e y podem ser reconstruídas sem erro. Entretanto, se a frequência de amostragem é menor que a

frequência de Nyquist, ou seja,

$$f_{xs} < 2f_{x0} \quad e \quad f_{ys} < 2f_{y0},$$

as replicações periódicas de $G(f_1, f_2)$ se sobrepõem. As frequências acima da metade das frequências de amostragem ($f_{xs}/2, f_{ys}/2$) são denominadas frequências de *foldover*. Estas frequências de *foldover* causam o aparecimento de frequências abaixo de $f_{xs}/2, f_{ys}/2$ na imagem amostrada. Este fenômeno é conhecido como *aliasing* e erros deste tipo não são removíveis por filtragens subsequentes. *Aliasing* pode ser evitada por filtros passa-baixa na imagem antes da amostragem, garantindo que a largura da banda seja menor que metade da frequência de amostragem (Jain, 1989).

Na prática, por se tratar de imagem, é usada como frequência de amostragem $2\sqrt{2}f_{max}$ ou $\sqrt{2}f_{Nyq}$. A representação em dois planos permite a existência de uma frequência no eixo diagonal da imagem. Neste caso, a diagonal do quadrado que é formado pelas coordenadas de amostragem é $\sqrt{2}$ vezes maior que a largura do quadrado. Assim, a existência de uma frequência f_{max} diagonal às amostras é na verdade representada como um conjunto de frequências $\sqrt{2}$ vezes nos planos da imagem.

2.7.4 Quantização

Uma vez amostrada a imagem, a amplitude do nível de cinza nas coordenadas da imagem ainda são valores contínuos. Com o intuito de se gerar uma imagem digital, estes níveis de cinza também precisam ser discretizados. Esta discretização em amplitude é denominada quantização (Gonzalez e Woods, 1992).

Considerando hipoteticamente um quantizador de 8 bits, a amplitude da imagem pode ser representada em 256 níveis de cinza.

2.7.5 Representação da Imagem Digital

Uma vez amostrada e quantizada, a imagem se torna uma matriz de valores reais. Uma imagem $f(x, y)$ que foi amostrada possui M linhas e N colunas. Os valores das coordena-

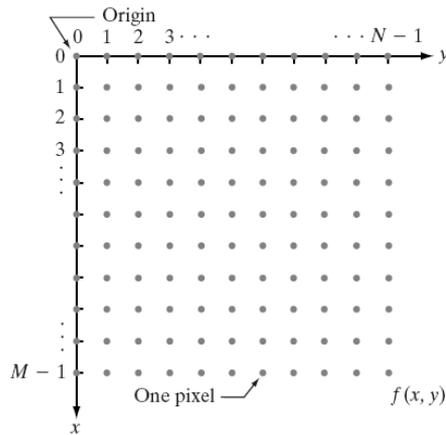


Figura 2.13: Representação da imagem digital⁸
 Fonte: (Gonzalez e Woods, 1992)

das (x, y) representadas por valores inteiros. Assim, os valores da coordenada da origem é $(x, y) = (0, 0)$ e os valores da próxima coordenada na linha é $(x, y) = (0, 1)$. A convenção para as coordenadas é representada na Figura 2.13 (Gonzalez e Woods, 1992).

Esta mesma representação foi usada ao longo deste trabalho.

2.7.6 Relacionamento Básico entre Pixels

Vizinhança do Pixel

Um pixel p na coordenada (x, y) tem quatro pixels vizinhos, vertical e horizontalmente, cujas coordenadas são as seguintes:

$$(x + 1, y), (x - 1, y), (x, y + 1), (x, y - 1) \quad (2.2)$$

Este conjunto de pixels, denominado *Vizinhança de 4* de p , distam uma unidade de p . Alguns dos vizinhos de p situam-se fora da imagem digital quando (x, y) está situado na borda da imagem.

Os quatro vizinhos diagonais de p são os seguintes:

$$(x + 1, y + 1), (x + 1, y - 1), (x - 1, y + 1), (x - 1, y - 1) \quad (2.3)$$

⁸Tradução: origin - origem; one pixel - um pixel

Este conjunto unido com a vizinhança de 4 é denominado *vizinhança de 8*. Na vizinhança de 8, alguns pixels também podem situar-se fora da imagem se (x, y) estiver situado na borda da imagem (Gonzalez e Woods, 1992).

Conectividade

Para determinar se dois pixels estão conectados, deve-se determinar (a) se estes são vizinhos e (b) se o nível de cinza destes satisfaz o critério de similaridade (por exemplo quando os níveis de cinza são iguais) (Gonzalez e Woods, 1992).

Região e Borda

Supondo que R é um subconjunto de pixels na imagem, define-se R como uma *região* da imagem quando um pixel p em R está conectado a todos os pixels de R . A borda (também denominada contorno) da região R é o conjunto de pixels da região que tem um ou mais pixels vizinhos que não fazem parte de R (Gonzalez e Woods, 1992).

Medida de distância

Para os pixel p , q e z , cujas coordenadas são respectivamente (x, y) , (s, t) e (v, w) , D é uma função distância se

- $D(p, q) \geq 0$ ($D(p, q) = 0$ sse $p = q$),
- $D(p, q) = D(q, p)$ e
- $D(p, z) \leq D(p, q) + D(q, z)$.

A distância Euclidiana entre p e q é definida por

$$D_e(p, q) = [(x - s)^2 + (y - t)^2]^{\frac{1}{2}} \quad (2.4)$$

2.7.7 Domínio Espaço e Domínio Freqüência

Uma imagem pode ser representada nos domínios espaço e freqüência. A imagem pode ser transformada de um domínio para o outro através da aplicações de métodos matemáticos.

O domínio espaço se refere a representação da imagem, $g(x, y)$, em função das coordenadas espaciais (x, y) . O domínio frequência se refere a representação da imagem, denotada por $G(f_x, f_y)$, em função de frequências (f_x, f_y) nos dois planos da imagem, tal que $G(f_x, f_y)$ representa a intensidade por um número complexo (Hayes, 2006).

2.7.8 Melhoria de Imagem no Domínio Espaço

As técnicas de melhoria de imagem tem por objetivo acentuar determinadas características da imagem para subsequente análise ou visualização (Jain, 1989). As técnicas de melhoria são baseadas na operação direta dos pixels na imagem. O melhoria no domínio espaço é denotado da seguinte forma (Gonzalez e Woods, 1992):

$$h(x, y) = T[g(x, y)] \quad (2.5)$$

onde $g(x, y)$ é imagem de entrada, $h(x, y)$ é a imagem processada e T é uma operação em g , podendo ser definida sobre (x, y) ou alguns vizinhos de (x, y) . A operação T pode ainda ser executada sobre um conjunto de imagens.

Quando T é uma operação aplicada a apenas um pixel, T é denominada *função de transformação de nível de cinza* ou *função de mapeamento*:

$$s = T(r) \quad (2.6)$$

onde r e s denotam respectivamente o nível de cinza de g e h em qualquer ponto (x, y) .

No caso de T ser aplicada à vizinhança de (x, y) , utiliza-se o conceito de filtragem espacial para determinar o valor de h na coordenada (x, y) . A filtragem espacial linear é geralmente executada pela convolução de uma matriz de coeficientes $m \times n$ (denominada *máscara*, *filtro* ou *kernel*) com uma imagem $M \times N$ pixel a pixel (Jain, 1989):

$$h(x, y) = \sum_{s=-a}^a \sum_{t=-b}^b w(s, t)g(x + s, y + t),$$

onde $a = (m - 1)/2$ e $b = (n - 1)/2$. Para se filtrar a imagem completa, esta equação deve ser aplicada para $x = 0, 1, 2, \dots, M - 1$ e $y = 0, 1, 2, \dots, N - 1$. Os valores de m e n geralmente são ímpares para que a matriz de convolução possua uma coordenada central (Gonzalez e Woods, 1992).

Filtro Espacial de Suavização

A resposta de um filtro linear espacial de borramento é geralmente a média ponderada dos pixels que compõem a máscara de convolução. Filtros de suavização são usados para borramento e redução de ruído. Este tipo de filtro também é chamado de filtro média e entra no conceito de filtro passa-baixa, ou seja, é um filtro que atenua altas frequências. “Este processamento resulta em uma imagem com transições mais suaves entre os níveis de cinza”⁹ (Gonzalez e Woods, 1992).

Filtro Gaussiano Passa-Baixa Os coeficientes do filtro linear espacial do tipo gaussiano passa-baixa é calculado pela Equação 2.7:

$$g(D, \sigma) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{D^2}{2\sigma^2}} \quad (2.7)$$

onde σ é o desvio padrão da curva gaussiana e $D(x, y)$ é a distância euclidiana da posição do coeficiente da máscara até o centro da máscara (Gonzalez e Woods, 1992).

Histograma

O histograma de uma imagem digital composta por níveis de cinza nos limites $[0, L - 1]$, é uma função discreta $h(r_k) = n_k$, onde r_k é o k -ésimo nível de cinza e n_k é o número de pixels na imagem que contém o nível de cinza r_k .

Histogramas são a base de diversas técnicas de processamento no domínio espacial. Operações envolvendo histograma podem ser usadas efetivamente para melhoramento de imagens (Gonzalez e Woods, 1992).

⁹Tradução do autor

2.7.9 Segmentação de Imagem

A segmentação da imagem se refere a divisão da imagem em regiões que eventualmente correspondam às unidades estruturais da cena ou distingam objetos de interesse (Russ, 1994).

Thresholding Global

Supondo que um histograma de níveis de cinza corresponda a uma imagem $f(x, y)$, composta por objetos claros e um fundo (*background*) escuro, de tal maneira que os pixels dos objetos e do fundo tenham níveis de cinza agrupados em dois modos dominantes. Uma maneira de se extrair os objetos do fundo é selecionando um limite de *threshold* T que separa estes dois modos. Assim, qualquer ponto (x, y) , onde $f(x, y) > T$, é denominado um ponto do objeto, se não, o ponto é considerado sendo parte do fundo (Gonzalez e Woods, 1992).

Uma imagem $g(x, y)$ em que se aplicou o limite de *threshold* é definida como

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{se } f(x, y) > T \\ 0 & \text{se } f(x, y) \leq T \end{cases} . \quad (2.8)$$

2.7.10 Análise de Imagens

O objetivo final da maioria das aplicações envolvendo processamento de imagem é a extração de importantes características da imagem, de onde uma descrição, interpretação ou compreensão da cena pode ser provida pela máquina. Diferentemente das técnicas de melhoramento, a análise de imagens não necessariamente resulta em uma imagem de saída. Análise de imagem basicamente envolve o estudo de técnicas de extração de características, segmentação e classificação (Jain, 1989). É do estudo das técnicas de extração de características de onde se buscou técnicas de extração de limite, usada para a extração das bordas da pupila.

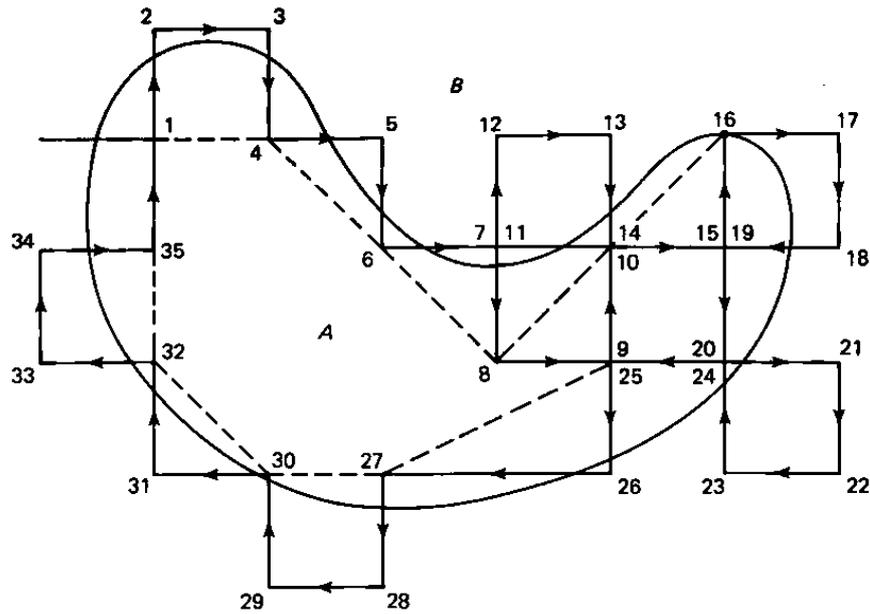


Figura 2.14: Método de detecção da borda em imagens binárias.
Fonte: (Jain, 1989)

Extração de Limites

Limites são bordas conectadas que caracterizam a forma de um objeto. Estes são úteis na computação de características geométricas tais como tamanho ou orientação (Jain, 1989).

Segue-Borda Como o nome sugere, algoritmos segue-borda traçam o limite pelo ordenamento sucessivo de pontos de borda.

Um exemplo de algoritmo para tracejar limites fechados em imagens binárias e muito usado neste trabalho é apresentado na Figura 2.14.

O fluxograma da Figura 2.15 demonstra passo a passo o algoritmo.

2.8 Curvas de Bézier

A curva de Bézier é uma curva paramétrica representada por uma função polinomial $P(t)$. O grau do polinômio depende do número de pontos usados para definir a curva. O método usa pontos de controle, que atraem a curva nas direções deles, geralmente não os atravessando (Salomon, 1999).

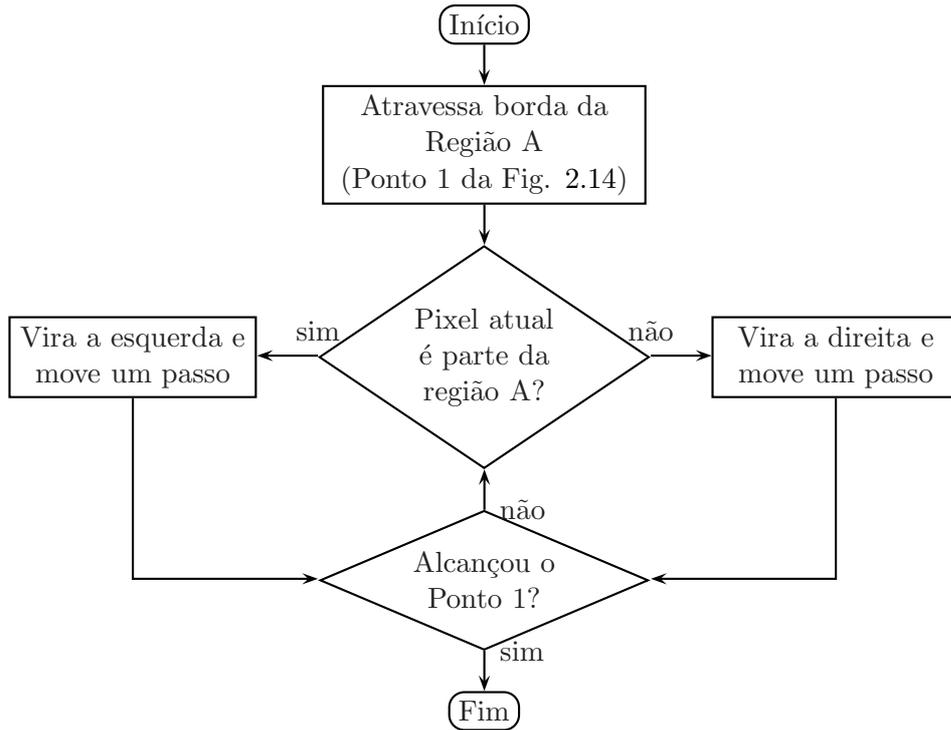


Figura 2.15: Algoritmo Segue-Borda

Diversas são as abordagens para se descrever o polinômio da curva. Abaixo é apresentada a abordagem desenvolvida por Casteljaou.

2.8.1 Curva de Bézier segundo Casteljaou

A abordagem de Casteljaou se baseia em dois conceitos, o de interpolação linear e o de operador de mediação.

O operador de mediação $t[\mathbf{P}_0, \mathbf{P}_1]$ entre os pontos \mathbf{P}_0 e \mathbf{P}_1 é definido por

$$t[\mathbf{P}_0, \mathbf{P}_1] = t\mathbf{P}_1 + (1 - t)\mathbf{P}_0 = t(\mathbf{P}_1 - \mathbf{P}_0) + \mathbf{P}_0, \quad \text{onde } 0 \leq t \leq 1.$$

Esta definição é recursiva. Aplicando-se a qualquer número de pontos tem-se

$$t[\mathbf{P}_0, \dots, \mathbf{P}_n] = t[t[\mathbf{P}_0, \dots, \mathbf{P}_{n-1}], t[\mathbf{P}_1, \dots, \mathbf{P}_n]] \quad (2.9)$$

Esta definição cria a curva pela interpolação dos pontos. Este método tem a vantagem de produzir curvas cujas formas são fáceis de se prever (Salomon, 1999).

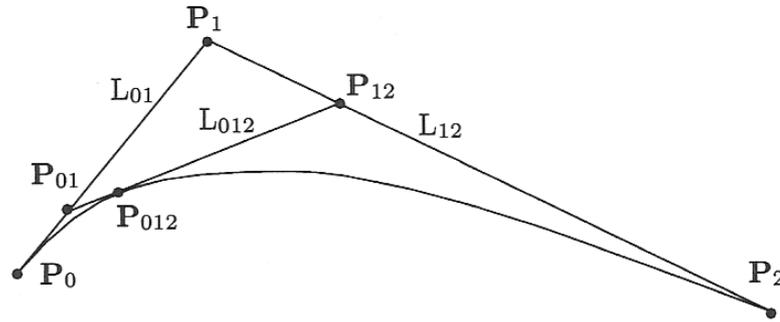


Figura 2.16: Exemplo de curva quadrática de Bézier
Fonte: (Salomon, 1999)

Curvas Quadráticas de Bézier

Conforme ilustra a Figura 2.16, dados três pontos \mathbf{P}_0 , \mathbf{P}_1 , \mathbf{P}_2 , o operador mediador é usado para construir a curvas de interpolação entre os pontos.

Aplicando a Equação 2.9 a três pontos, gera-se a Equação 2.10 de Casteljau para curvas quadráticas.

$$t[\mathbf{P}_0, \mathbf{P}_1, \mathbf{P}_2] = t[t[\mathbf{P}_0, \mathbf{P}_1], t[\mathbf{P}_1, \mathbf{P}_2]] \quad (2.10)$$

Com base na Equação 2.10, calculam-se as linhas $\mathbf{L}_{01} = t[\mathbf{P}_0, \mathbf{P}_1]$, $\mathbf{L}_{12} = t[\mathbf{P}_1, \mathbf{P}_2]$, que ligam os pontos. Dado um tempo $t = t_0$, define-se dois pontos \mathbf{P}_{01} e \mathbf{P}_{12} sobre as linhas calculadas. Estes pontos formam a linha \mathbf{L}_{012} .

Novamente, considerando $t = t_0$, existe um ponto \mathbf{P}_{012} que percorre a linha \mathbf{L}_{012} .

$$\mathbf{P}_{012} = \mathbf{L}_{012}|_{t=t_0} = t_0[\mathbf{P}_{01}, \mathbf{P}_{12}] = t_0[t_0[\mathbf{P}_0, \mathbf{P}_1], t_0[\mathbf{P}_1, \mathbf{P}_2]] = t_0[\mathbf{P}_0, \mathbf{P}_1, \mathbf{P}_2]$$

Liberando t_0 para variar de 0 a 1, observa-se que \mathbf{P}_{012} desliza sobre a linha \mathbf{L}_{012} , cujas extremidades deslizam sobre \mathbf{L}_{01} e \mathbf{L}_{12} . A curva descrita por \mathbf{P}_{012} , conforme este desliza, é a curva de interpolação para \mathbf{P}_0 , \mathbf{P}_1 , \mathbf{P}_2 (Salomon, 1999).

Expandindo a equação de Casteljau, chega-se a equação da curva.

$$\begin{aligned}\mathbf{P}_2(t) &= t[\mathbf{P}_0, \mathbf{P}_1, \mathbf{P}_2] \\ &= t[t[\mathbf{P}_0, \mathbf{P}_1], t[\mathbf{P}_1, \mathbf{P}_2]] \\ &= t[t\mathbf{P}_1 + 1 - t\mathbf{P}_0, t\mathbf{P}_2 + (1 - t)\mathbf{P}_1] \\ &= \mathbf{P}_0(1 - t)^2 + 2\mathbf{P}_1t(1 - t) + \mathbf{P}_2t^2\end{aligned}\tag{2.11}$$

3 Conclusões

3.1 Instrumento de Captura de Imagens

O instrumento de captura de imagens atingiu os objetivos específicos. São estes (a) o enquadramento adequado dos olhos, permitindo o ajuste das câmeras para que o instrumento possa ser ajustado para uso de pessoas com diferentes rostos; (b) o isolamento à iluminação externa, garantindo um ambiente livre de pontos de fixação; (c) a ergonomia e fixação, que garantem ao equipamento fidelidade aos movimentos de cabeça sem causar desconforto; e (d) a iluminação uniforme dos olhos pelos LEDs infravermelhos.

O conjunto óptico das câmeras introduzem uma distorção de aproximadamente três pixels nas bordas das imagens capturadas. Este erro foi considerado desprezível.

3.2 Gerador de Imagens Sintéticas do Olho

O gerador de imagens sintéticas do olho foi capaz de gerar imagens que simulam de maneira adequada a imagem de um olho real. O algoritmo pode ser testado quanto a resposta no processamento (a) de círculos pretos, (b) de pupilas sintéticas, (c) de pupilas sintéticas sob influência de reflexos, ou sobrepostas parcial ou totalmente pelas pálpebras, (e) de pupilas sintéticas sobrepostas por cílios, sejam claros ou escuros e (f) de imagens sintéticas do olho que possuam regiões escuras (manchas) que podem ser eventualmente interpretadas com uma pupila.

Este programa foi importante para avaliar a resposta do algoritmo que busca centro da pupila em diferentes situações configuradas pelo usuário.

3.3 Quantificação de Movimento de Olhos

Com base nos diversos testes que avaliaram a resposta do algoritmo quantificador, conclui-se o seguinte:

O algoritmo que calcula centro de pupila foi capaz de determinar corretamente o centro das pupilas geradas sinteticamente, mesmo quando estas (a) estavam sob influência de reflexos, (b) estavam nas áreas de maior distorção, (c) variavam de tamanho, (d) estavam sob a influência de cílios escuros e claros. Quando a pupila sinteticamente gerada foi totalmente coberta pelas pálpebras a imagem foi descartada como era esperado.

As piscadas são detectadas pelo aplicativo modelo, que marca nos gráficos a ocorrência da piscada. Desta forma, os quadros, onde eventualmente a pupila ficou parcialmente sobreposta durante a piscada, podem ser descartados pelo examinador.

O desempenho do algoritmo de aproximadamente 1 ms para determinar o centro da pupila permite (a) o aumento da taxa de quadros, possibilitando gráficos com melhor resolução temporal, e (b) a introdução de algoritmos para o cálculo do movimento rotacional do olho.

Em todos os testes, o algoritmo foi exposto a teste de repetibilidade. Conclui-se que o algoritmo responde sempre da mesma forma à exposição das mesmas imagens.

3.4 Aplicativo Modelo de Avaliação do Equilíbrio

Uma vez demonstrada a capacidade do algoritmo de corretamente calcular o centro da pupila em diversas situações, conclui-se que o aplicativo modelo desenvolvido para avaliação do equilíbrio apresenta gráficos confiáveis da quantificação dos movimentos translacionais do olho.

Demonstrou-se também que o aplicativo pode exportar os dados da quantificação para eventuais consultas futuras. O formato do arquivo exportado é importável pela maioria dos softwares que manipulam dados, tais como planilhas eletrônicas.

3.5 Trabalhos Futuros

O instrumento de captura de imagens dos olhos pode ser remodelado para melhorar o método de enquadramento dos olhos. Um conjunto de mecanismos em material leve poderia ser usado para deslocar as câmeras e auxiliar na tarefa de enquadramento. A remodelagem poderia ainda permitir o afastamento do sistema de iluminação, que passaria a ser composto por um único LED e evitaria recalibrações para iluminar uniformemente olhos em diferentes rostos.

Considerando o poder de processamento da placa de captura, as duas imagens dos olhos poderiam ser capturadas e processadas simultaneamente. Para isso, é necessário investir em câmeras com capacidade de sincronização externa (*triggering*). A placa possui recurso para controlar o sinal de sincronismo.

Conseguir apoio médico para iniciar os testes em seres humanos, com consentimento informado, para ajustar a ferramenta às necessidades do médico.

Referências Bibliográficas

- Baloh, Robert W.; Vicente Honrubia, *Clinical Neurophysiology of the Vestibular System*. Philadelphia: F.A.Davis, 1990.
- Despopoulos, Agamemnon; Stefan Silbernagl, *Color Atlas of Physiology*. New York, United States: Thieme, 2003.
- Fife, T. D.; R. J. Tusa; J. M. Furman; D. S. Zee; E. Frohman; R. W. Baloh; T. Hain; J. Goebel; J. Demer; L. Eviatar, *Assessment: Vestibular testing techniques in adults and children: Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology*, **Neurology**, no. 55, 1431-1441, 2000.
- Gessinger, Rosirene Panteleão, *Aperfeiçoamento da Cadeira Eletricamente Controlada e seu Uso no Estudo do Equilíbrio Humano*, Dissertação de Mestrado, PPGEE - PUCRS, Porto Alegre, 2005.
- Gonzalez, Rafael C.; Richard E. Woods, *Digital Image Processing*. United States: Addison-Wesley Publishing Company Inc., 1992.
- Guyton, Arthur C.; John E. Hall, *Tratado de Fisiologia Médica*. Philadelphia, United States: Elsevier Saunders, 2006.
- Hayes, Monson H., *Processamento Digital de Sinais*. Porto Alegre: Bookman, 2006.
- Houssay, Alberto B.; Horacio E. Cingolani, *Fisiologia Humana de Houssay*. Porto Alegre: Artmed, 2004.
- Jain, Anil K., *Fundamentals of Digital Image Processing*. United States: Prentice-Hall, Inc., 1989.
- Kahle, Werner; Michael Frotscher, *Color Atlas and Textbook of Human Anatomy: Nervous System and Sensory Organs*, Vol. 3. New York, United States: Thieme, 2003.
- Kandel, Eric R.; James H. Schwartz; Thomas M. Jessell, *Principles of Neural Science*, 3rd ed. New York, Amsterdam, London, Tokyo: Elsevier Saunders, 1991.
- Martin, John H., *Neuroanatomia: Texto e Atlas*. Porto Alegre: Artes Médicas, 1998.
- Nince, Uvermar Sidney, *Sistemas de Televisão e Vídeo*, 2nd ed. Rio de Janeiro: Editora Livros Técnicos e Científico, 1991.
- Russ, John C., *The Image Processing Handbook*, 2nd ed. North Carolina, United States: CRC Press, Inc., 1994.
- Salomon, David, *Computer Graphics and Geometric Modeling*. California, United States: Springer, 1999.
- Schubert, Michael C.; Lloyd B. Minor, *Vestibulo-ocular Physiology Underlying Vestibular Hypofunction*, **Physical Therapy Journal**, V.84, no. 4, 373-385, abril 2004.
- Tortora, Gerard J., *Corpo humano: Fundamentos de Anatomia e Fisiologia*. Porto Alegre: Artmed, 2003.

Apêndice A - Sistema para Quantificação de Movimentos de Olhos

O SQMO (Sistema para Quantificação de Movimentos de Olhos) foi um trabalho anterior, relacionado a esta linha de pesquisa, desenvolvido pelo autor. Com intuito de se iniciar pesquisas na área de equilíbrio e de se desenvolver um instrumento para avaliação do equilíbrio baseado na técnica proposta por esta dissertação, foram desenvolvidos (a) um primeiro protótipo para captura de imagens de olhos (Figura A-1) e (b) um algoritmo para cálculo de centro de pupila.



Figura A-1: Ferramenta de imageamento dos olhos do SQMO

Objetivos

Os objetivos deste trabalho foram os seguintes:

- confecção de uma ferramenta para captura de imagens de olhos;
- desenvolvimento de um algoritmo rápido para cálculo do centro da pupila;
- validação do algoritmo.

Materiais

- Duas câmeras Sony modelo XC-ST70 sensíveis a IR;
- Dois conjuntos ópticos para as câmeras;
- Uma fonte de alimentação para as câmeras;
- Dois monitores de vídeo;
- Dois LEDs infravermelhos;
- Pilhas, suporte e cabos;
- Um capacete;
- Um computador pessoal Celeron 350Mhz;
- Materiais diversos para estruturação e fixação das câmeras.

Métodos

Equipamento

A confecção do equipamento exigiu o uso de uma estrutura resistente para apoiar as câmeras. Diversas opções de acessórios fixáveis à cabeça foram testados e apenas o capacete da Figura A-1 apresentou as características requisitadas. Os demais acessórios

demonstraram-se pouco robustos e incapazes de suportar o peso das câmeras sem torcerem ou quebrarem.

A Figura A-2 apresenta uma foto do equipamento imageador para demonstrar detalhes da montagem. Na figura, os elementos utilizados para a montagem foram referenciados por números para facilitar a identificação.

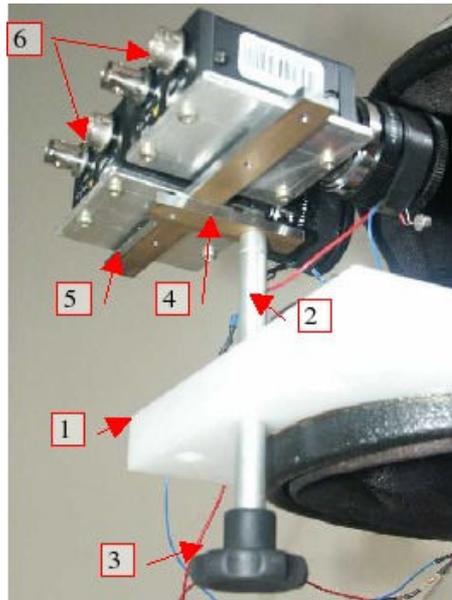


Figura A-2: Montagem do capacete

Uma placa de polietileno branco (1) foi especialmente usinada e aparafusada na parte frontal inferior do capacete, servindo de apoio e referência para os demais elementos. Um eixo (2) atravessa a placa através de um orifício passante no meio da base, permitindo o ajuste vertical da imagem. Um manípulo (3) é embutido na extremidade inferior do eixo, para facilitar o ajuste. Fixado na outra extremidade do eixo, dois trilhos (4 e 5) permitem o ajuste da distância das câmeras até os olhos e a distância entre as duas câmeras respectivamente. No último trilho (5) são fixadas as câmeras. A fim de eliminar qualquer ponto de fixação para os olhos, o interior do capacete foi isolado por um anteparo preto de pano que cobre a abertura frontal do capacete juntamente com as câmeras.

Um LED IR (7) foi fixado na parte inferior de cada conjunto óptico das câmeras. Estes LEDs foram direcionados para os olhos e são responsáveis pela iluminação no interior do capacete. A alimentação deles é feita por um par de pilhas do tipo AA fixadas na lateral do capacete visível na Figura A-1.

Algoritmo

Um algoritmo foi desenvolvido para calcular a posição do olho. O algoritmo procura a posição central da pupila em cada imagem para quantificar o movimento da mesma. O algoritmo desenvolvido é composto basicamente de duas fases como é ilustrado no fluxograma da Figura A-3.

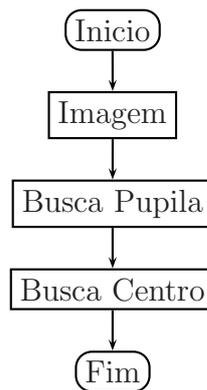


Figura A-3: Algoritmo SQMO

A primeira fase é composta por uma função que busca a pupila na imagem. A fim de se evitar uma busca muito custosa, testando cada um dos pixels da imagem, o algoritmo de busca segue uma lógica especialmente desenvolvida para este fim. O diagrama da Figura A-4 ilustra o modelo da busca.

Conforme ilustra o diagrama da Figura A-4, a busca é iniciada pelo centro, onde a probabilidade de se encontrar a pupila é maior. A seguir, são testados pontos ao redor do centro, que seguem uma trajetória espiral (indicado pelas setas). As distâncias vertical e horizontal entre os pontos é constante e calculadas pelo fator de $1/16$ (um dezesseis avos) da resolução horizontal e vertical da imagem respectivamente. Em cada ponto, é testado se o valor do nível de cinza deste é inferior a um valor (limite) definido pelo usuário. Caso o valor do pixel seja inferior ao limite, a função finaliza e armazena a localização do ponto.

A segunda fase do algoritmo inicia-se no ponto armazenado pela fase anterior. A partir deste, são traçadas quatro retas: uma reta horizontal, uma reta vertical e duas retas diagonais de uma borda à outra da região da pupila (Figura A-5-a). A maior reta é selecionada e o centro desta é calculado e armazenado. Três novas retas são traçadas a partir do ponto armazenado e novamente calcula-se e armazena-se o centro da maior delas

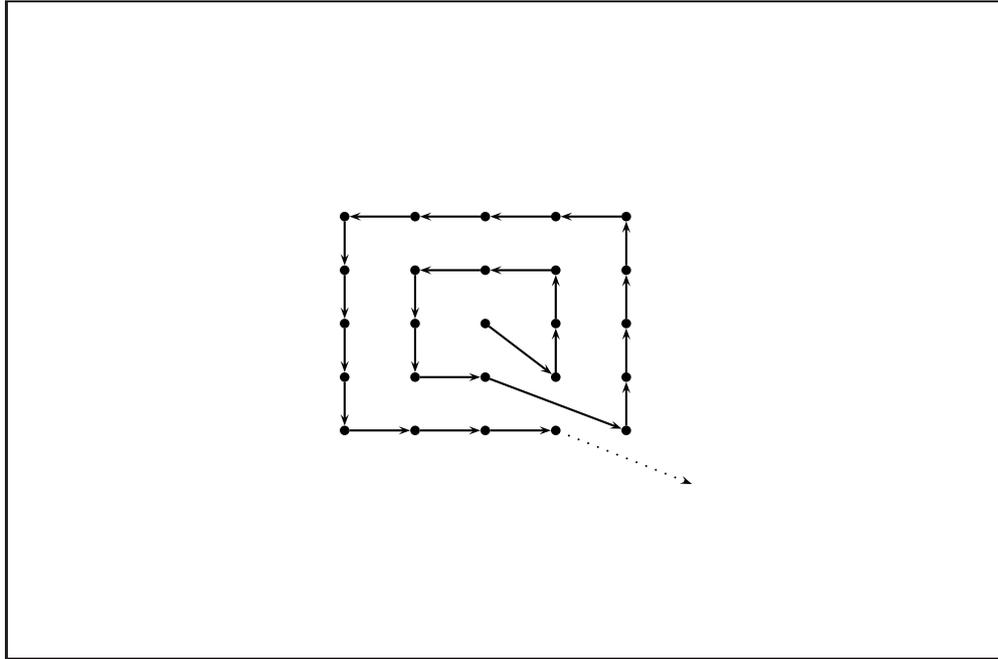


Figura A-4: Modelo de busca da pupila no SQMO

(Figura A-5-b). O processo é finalizado quando (a) o centro da reta calculada por último coincidir por três vezes com o centro, ou um dos oito vizinhos deste, da penúltima reta selecionada (sobre onde foram desenhadas as três últimas retas - Figura A-5-c); ou (b) quando completam-se dez iterações. A elipse preta presente nas subimagens da Figura A-5 representa um reflexo gerado pela fonte de iluminação do sistema na superfície do olho.

Resultados

A Figura A-6 demonstra uma imagem do olho obtida pelo equipamento de captura e processada pelo algoritmo. A imagem foi cortada para mostrar apenas a área de interesse e foi ajustada por controles de brilho e contraste para facilitar a visualização. O pixel branco ao centro representa o centro calculado da pupila. As linhas escuras representam as diversas retas traçadas para a realização do cálculo. A área branca circular na parte inferior da pupila é um reflexo causado pelo sistema de iluminação.

Trinta imagens foram processadas pelo algoritmo e estas passaram por uma validação para garantir que o centro apontado pelo algoritmo é de fato o centro da pupila. O método para essa validação (ilustrado na Figura A-6) consiste em traçar linhas verticais e

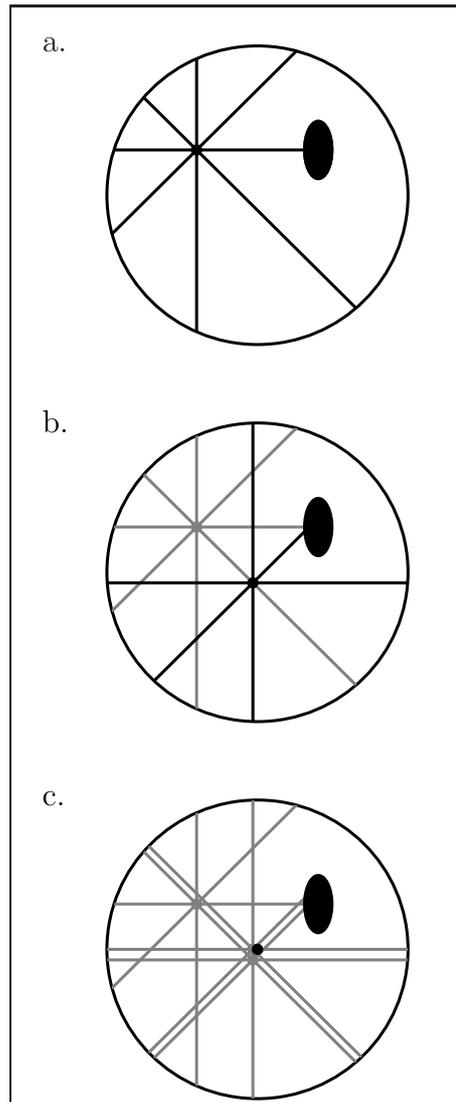


Figura A-5: Cálculo do centro da pupila

horizontais que tangenciam as bordas da imagem da pupila. Nos pontos onde estas retas se cruzam são traçadas outras duas retas diagonais. O ponto onde as diagonais se cruzam define o ponto central da pupila.

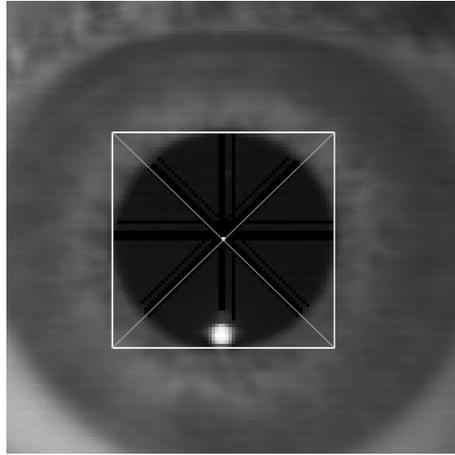


Figura A-6: Validação do Método Proposto no SQMO

Em todas as imagens testadas, o centro apontado pelo algoritmo coincidiu com o centro calculado pelo método mencionado para validação.

Anexo A - Conector

Matrox Meteor II/MC

Conforme consta no manual de instalação que acompanha a placa de captura (*frame-grabber*) Matrox Meteor II/MC, a pinagem do conector externo é a seguinte.

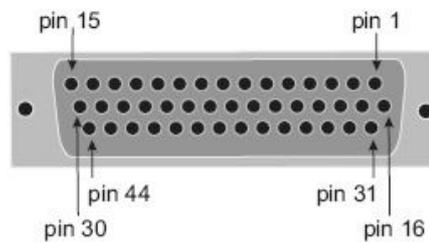


Figura A-1: Conector externo da placa de captura

Pin	Signal	Description
15	VID1_IN1	RED Analog Video Input (Channel 1).
44	VID1_IN2	GREEN Analog Video Input (Channel 1).
13	VID1_IN3	BLUE Analog Video Input (Channel 1).
43	SYNC_IN	Analog Video Input (SYNC).
11	VID2_IN1	RED Analog Video Input (Channel 2).
41	VID2_IN2	GREEN Analog Video Input (Channel 2).
40	VID2_IN3	BLUE Analog Video Input (Channel 2).
35	OPTOTRIG+	Opto-Isolated trigger positive input.
34	OPTOTRIG-	Opto-Isolated trigger negative input.
20	TRIGGER	Non-protected TTL trigger input.
19	CLK_IN_TTL	Clock input (TTL).
33	CLK_OUT_TTL	Clock output (TTL).
32	VSYNC_TTL	Vsync input or output (TTL).
2	HSYNC_TTL	Hsync input or output (TTL).
38	EXP(1)	Exposure #1 output (TTL).
23	EXP(2)	Exposure #2 output (TTL).
36	TX	Transmit (RS-232).
22	RX	Receive (RS-232).
6	CTS	CTS (RS-232).
21	RTS	RTS (RS-232).
39	USER1IN+	Auxiliary User Input #1 (positive).
12	USER1IN-	Auxiliary User Input #1 (negative).
9	USER2IN+	Auxiliary User Input #2 (positive).
10	USER2IN-	Auxiliary User Input #2 (negative).
24	USER1OUT	Auxiliary User Output #1 (TTL).
8	USER2OUT	Auxiliary User Output #2 (TTL).
1, 16	DC POWER	+12 V OR +5 V Power Supply.
7, 37	NC	Not Connected.
3-5, 14, 17-18, 25-31, 42	GND	Ground

Tabela A-1: Pinagem do conector da placa de captura