

Universidade Federal do Maranhão
Centro de Ciências Exatas e Tecnologia
Curso de Pós-Graduação em Engenharia de Eletricidade

*Metodologia Computacional para Detecção e
Diagnóstico Automáticos de Estrabismo em
Vídeos Digitais utilizando o Cover Test*

Thales Levi Azevedo Valente

**São Luís
2017**

Universidade Federal do Maranhão
Centro de Ciências Exatas e Tecnologia
Curso de Pós-Graduação em Engenharia de Eletricidade

*Metodologia Computacional para Detecção e
Diagnóstico Automáticos de Estrabismo em
Vídeos Digitais utilizando o Cover Test*

Thales Levi Azevedo Valente

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação
em Engenharia de Eletricidade da UFMA
como requisito parcial para a obtenção do
grau de Mestre em Engenharia de Eletricidade.

**São Luís
2017**

Ficha gerada por meio do SIGAA/Biblioteca com dados fornecidos pelo(a) autor(a).
Núcleo Integrado de Bibliotecas/UFMA

Azevedo Valente, Thales Levi.

Metodologia Computacional para Detecção e Diagnóstico Automáticos de Estrabismo em Vídeos Digitais utilizando o Cover Test / Thales Levi Azevedo Valente. - 2017.

91 f.

Orientador(a): Aristófanês Corrêa Silva.

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-graduação em Engenharia de Eletricidade/ccet, Universidade Federal do Maranhão, São Luís - MA, 2017.

1. Cover test. 2. Diagnóstico de estrabismo. 3. Processamento de imagens. 4. Vídeos digitais. I. Corrêa Silva, Aristófanês. II. Título.

Dissertação de autoria de Thales Levi Azevedo Valente, sob o título **”Metodologia Computacional para Detecção e Diagnóstico Automáticos de Estrabismo em Vídeos Digitais utilizando o Cover Test”**, apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Eletricidade da Universidade Federal do Maranhão, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia de Eletricidade, aprovado em ---- de fevereiro de 2017 pela comissão examinadora constituída pelos doutores:

Prof. Dr. Aristófanês Corrêa Silva

Orientador

Profa. Dra. Aura Conci

Examinador Externo - Universidade Federal Fluminense - UFF

Prof. Dr. Anselmo Cardoso de Paiva

Examinador Interno

Prof. Dr. João Dallyson Sousa de Almeida

Examinador Interno

“Concentre-se no que te faz seguir em frente.”

Thales Valente

À Deus, família e amigos, pelo apoio e companheirismo.

Agradecimentos

Em primeiro lugar a Deus, que me concedeu muitas oportunidades e me deu forças para lutar e persistir nos momentos mais difíceis desses 2 anos cheios de surpresas.

À Minha Família, por todo apoio dado a mim, fornecendo toda a estrutura necessária para seguir sempre em frente mesmo em meio às diversidades. Em especial, aos meus pais Aquiles e Leonilde Valente, e aos meus irmãos Thalita e Thiago Valente. À Lillian Garcês, pela sua companhia nos momentos mais alegres e também nos mais difíceis dessa jornada, aos quais sou muito grato. Também, aos meus parentes de Brasília e de Goiânia, que me receberam com muito carinho.

Ao professor orientador, Dr. Aristófanês Corrêa, que não foi só um orientador, mas também um amigo ao longo desses 2 anos. Aos professores, Dr. João Dallyson e Dr. Jorge Meireles, pelo companheirismo, disponibilidade e conselhos essenciais para a conclusão desse trabalho e de outros trabalhos. Ao professor Dr. Marcelo Gattass, pelos ensinamentos e oportunidades concedidas no Rio. À todos os professores e funcionários do PPGEE, que nos momentos mais difíceis da minha saúde sempre estiveram a disposição para ajudar, em especial ao professor Dr. Zair Abdelouahab. Que Deus o tenha!

À todos os meus colegas do NCA/UFMA, especialmente Giovanni, João, Caio e Jefferson, pelo companheirismo desde as disciplinas. Aos meus colegas do TeCGraf/PUC-Rio pela boa recepção, companheirismo e momentos de alegria em minha jornada no Rio, em especial ao Pedro Henrique, Sasha Nicolas e Eduardo Reis, que me acompanharam de perto.

À Universidade Federal do Maranhão (UFMA) pela oportunidade recebida, ao NCA/UFMA pela estrutura fornecida, ao CNPQ e TeCGraf/PUC-Rio pelo apoio financeiro e a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram com este trabalho.

Aos professores da banca examinadora.

RESUMO

O processamento de imagens médicas vem contribuindo para a detecção e o diagnóstico de anomalias no corpo humano, sendo uma importante ferramenta na redução do grau de incerteza do diagnóstico, provendo uma fonte adicional de informação aos especialistas. Uma dessas anomalias é o estrabismo, que afeta aproximadamente 4% da população e modifica o mecanismo de visão, resultando em problemas estéticos e sensoriais. O primeiro caso é reversível a qualquer idade. Já em relação aos problemas sensoriais, o tratamento tardio pode levar à um quadro irreversível. O *cover test* é um dos tipos de exames realizados para diagnosticar tal patologia. A utilização de recursos computacionais de baixo custo no auxílio diagnóstico e terapêutico dentro da subespecialidade estrabismo ainda não é uma realidade. Portanto, este trabalho apresenta uma metodologia computacional para pré-diagnosticar automaticamente o estrabismo através de vídeos digitais da aplicação do exame *cover test*. Para tanto, a metodologia foi dividida em 8 etapas: (1) Aquisição, (2) Redução da região dos olhos, (3) Localização da pupila, (4) Localização do limbo, (5) Rastreamento dos olhos, (6) Detecção do oclutor, (7) Detecção e (8) Diagnóstico do estrabismo. A eficácia do método na indicação do diagnóstico foi avaliada através de comparações realizadas com os diagnósticos fornecidos pelo especialista. Para a detecção de estrabismo, a metodologia proposta obteve 100% de especificidade, 80% de sensibilidade e 93,33% de acurácia e demonstrou 87% de acurácia no diagnóstico do estrabismo, mesmo considerando medidas menores que 1 dioptria prismática, apresentando erro médio de 2,57 dioptrias prismáticas na aferição do desvio. Assim, foi demonstrada a viabilidade da utilização de recursos computacionais baseados em técnicas de processamento de imagens para alcançar o diagnóstico de estrabismo através do *cover test*.

Palavras-chave: Diagnóstico de estrabismo. *Cover test*. Processamento de imagens. Vídeos digitais

ABSTRACT

Medical image processing can contribute to the detection and diagnosis of human body anomalies, as an important tool to minimize the degree of uncertainty in diagnosis, and provides specialists with an additional source of information. Strabismus is one of these anomalies, which affects approximately 4% of the population. Strabismus modifies the mechanism of vision, resulting in aesthetic and sensory problems. The first case is reversible at any age. Regarding sensory problems, late treatment may lead to an irreversible condition. The cover test is one of the types of exams used to diagnose this pathology. The use of low cost computational resources to aid in the diagnosis and treatment within the strabismus subspecialty is not yet a reality. Therefore, this work presents a computational methodology to automatically pre-diagnose strabismus through digital videos featuring cover test. To do this, the methodology was divided into 8 stages: Acquisition (1), Detection of eyes region (2), Location of pupil (3), Location of limbus (4), Tracking eyes (5), Detection of occluder (6), Detection (7) and Diagnosis of strabismus (8). The effectiveness of the method in the indication of the diagnosis was evaluated by comparisons made with the diagnosis provided by the expert. For detection of strabismus, the method proposed achieved 100% specificity, sensitivity of 80% and 93.33% accuracy and was demonstrated to be 87% accurate in diagnosing strabismus, while acknowledging measures lower than 1 prismatic diopter, and an average error of 2.57 prismatic diopters in deviation measure. So, was demonstrated the feasibility of using computational resources based on image processing techniques to achieve diagnosing strabismus through cover test.

Keywords: Diagnosis of strabismus. Cover test. Image processing. Digital videos

Lista de Figuras

2.1	Estrutura externa do olho humano.	15
2.2	Exemplo de estrabismo.	16
2.3	Tipos de estrabismo.	17
2.4	Ilustração da localização dos músculos oculares.	19
2.5	Ilustração das possibilidades de rotações do olho.	19
2.6	Ilustração da aplicação do exame cover test.	21
2.7	Ilustração da aplicação da técnica de equalização do histograma.	24
2.8	Ilustração da aplicação do filtro homomórfico.	26
2.9	Ilustração da aplicação do método de Canny.	28
2.10	Transformada de Hough sendo utilizada para localizar o limbo.	30
2.11	Ilustração da aplicação da técnica de limiarização.	31
2.12	Ilustração da aplicação da técnica abertura.	33
3.1	Fluxo da metodologia proposta.	41
3.2	Exame <i>cover test</i> sendo aplicado em um paciente.	43
3.3	Ilustração das regiões dos olhos delimitadas.	44
3.4	Fluxo seguido pela etapa de localização da pupila.	45
3.5	Aplicação da metodologia de localização da pupila.	46
3.6	Fluxo da etapa de localização do limbo.	47
3.7	Fluxo da etapa de rastreamento dos olhos.	48
3.8	Cenário que descreve o oclutor entrando e saindo da cena.	50
3.9	Possíveis estados do oclutor em relação à cena.	51
4.1	Caso de sucesso na localização da pupila em um mesmo olho.	54
4.2	Caso de erro na localização da pupila em um mesmo olho.	54
4.3	Localização do limbo realizado em diferentes situações.	55

4.4	Ilustração da localização do limbo quando este não está totalmente visível.	55
4.5	Comparativo entre as medidas fornecidas pelo especialista e as medidas obtidas pela metodologia.	58
4.6	Dificuldade em detectar o oclisor devido ao efeito fantasma.	59
4.7	Ilustração da aferição de desvio no ciclo T2 da linha A1.	61

Lista de Siglas e Símbolos

AV Acuidade Visual

CAD/CADx Computer-Aided Detection / Diagnosis

CTA Cover Test Alternado

CTU Cover Test Unilateral

DOG Difference of Gaussians / Diferença de Gaussianas

ET Esotropia

FPS Frames Per Second / Frames por Segundo

HoT Hipotropia

HT Hipertropia

RI Reto Inferior

RL Reto Lateral

RLD Reto Lateral do Olho Direito

RLE Reto Lateral do Olho Esquerdo

RM Reto Medial

RMD Reto Medial do Olho Direito

RME Reto Medial do Olho Esquerdo

RS Reto Superior

OD Olho Direito

OE Olho Esquerdo

OI Reto Oblíquo Inferior

OS Reto Oblíquo Superior

OMS Organização Mundial de Saúde

PSE Programa Saúde na Escola

RP Reconhecimento de Padrões

XT Exotropia

Δ Dioptrias Prismáticas

Sumário

1	Introdução	1
1.1	Justificativa	2
1.2	Objetivos	8
1.2.1	Objetivo Geral	8
1.2.2	Objetivos Específicos	9
1.3	Trabalhos Relacionados	9
1.4	Estrutura do Trabalho	12
2	Fundamentação Teórica	14
2.1	O Olho	14
2.2	O Estrabismo	16
2.2.1	Fundamentos da oculomotricidade e bilateralidade do estrabismo	18
2.2.2	Cover Test	20
2.3	Métodos Computacionais de Auxílio ao Diagnóstico	21
2.4	Processamento de Imagens Digitais	23
2.4.1	Equalização do Histograma	23
2.4.2	Filtro Homomórfico	24
2.4.3	Método de Canny	25
2.4.4	Suavização através de Filtragem Gaussiana	26
2.4.5	Transformada de Hough	29
2.4.6	Limiarização	30
2.4.7	Morfologia Matemática	31
2.4.8	Filtro Diferença de Gaussianas	34
2.4.9	Template Matching	34
2.5	Reconhecimento de Padrões	36

2.5.1	Classificador em Cascata de Haar	37
3	Materiais e Métodos	40
3.1	Software e Hardware utilizados	40
3.2	Metodologia Proposta	41
3.2.1	Aquisição de Vídeos	42
3.2.2	Detecção da Região dos Olhos	43
3.2.3	Localização da Pupila	44
3.2.4	Localização do Limbo	46
3.2.5	Rastreio dos Olhos e Detecção do Ocluser	48
3.2.6	Detecção e Diagnóstico de Estrabismo	50
4	Resultados e Discussões	53
4.1	Detecção da Região dos Olhos e Localização da Pupila	53
4.2	Localização do Limbo	54
4.3	Rastreio dos Olhos e Detecção do Ocluser	56
4.4	Detecção e Diagnóstico de Estrabismo	56
5	Conclusão	63
5.1	Contribuições Científicas	64
5.2	Trabalhos Futuros	65
5.3	Trabalhos Publicados	65

CAPÍTULO 1

Introdução

O estrabismo é uma condição na qual a linha de visão de um olho não fixa no objeto de interesse que ambos os olhos estão visualizando (JOHNS *et al.*, 2005). Ou seja, enquanto um dos olhos centra o olhar no objeto, o outro aponta para uma direção diferente, manifestando um desalinhamento em relação ao olho centrado. Vários estudos realizados em crianças e em diferentes localizações geográficas apontam para a presença dessa anomalia em 2 a 4% da população (ABRAHAMSSON *et al.*, 1999; WILLIAMS *et al.*, 2008; ROBAEI *et al.*, 2006) evidenciando, também, que há uma maior prevalência de estrabismo em crianças prematuras: cerca de 16% (HOLMSTROM *et al.*, 2006).

Os termos utilizados para descrever o estrabismo dependem da direção do desvio e das condições em que se apresentam, podendo também ser congênito ou adquirido (COATS; PAYSSE, 2000). A direção do desvio se refere à orientação do olho desviado. As condições de manifestação podem ser duas: manifesto ou latente. O estrabismo manifesto (tropia) pode ser observado sem a interrupção do eixo visual e o estrabismo latente (foria) pode ser observado apenas quando a fixação dos olhos é interrompida (COATS; PAYSSE, 2000). Em outras palavras, o primeiro tipo é identificado bastando olhar para o paciente, já o segundo o diagnóstico é obtido somente através de exames.

São necessários, normalmente, um ou mais exames oculares para diagnosticar o estrabismo. Dentre estes, o mais utilizado é o *cover test*, que possui como subtipos: (a) o *cover test* com prisma, conhecido como o "padrão ouro" pelos especialistas (WRIGHT; SPIEGEL, 2013), (b) o *cover test* unilateral (CTU), muito utilizado

quando o objetivo é apenas detectar o estrabismo (BARNARD; THOMSON, 1995) e (c) o *cover test* alternado (CTA), muito utilizado para o diagnóstico do estrabismo (PELI; MCCORMACK, 1983). Todos eles são exames de motilidade ocular usados na detecção e diagnóstico de estrabismos, manifestos ou não. Na realização do *cover test* alternado, método utilizado neste trabalho, um dos olhos é ocluído por um objeto opaco. Logo após, o objeto ocluidor é movido alternadamente entre os olhos, e a direção e magnitude estimada do movimento do olho são observados (RAINEY *et al.*, 1998).

Nas últimas décadas, técnicas computacionais vêm sendo desenvolvidas com o propósito de evidenciar ou detectar automaticamente estruturas ou mudanças que possam estar associadas a alguma anomalia, através do processamento e análise de imagens. Em outras palavras, elas são aplicadas com o objetivo de (1) melhorar o aspecto visual de algumas feições estruturais para o analista humano ou (2) encontrar padrões, na tentativa de fornecer subsídios para uma melhor interpretação dos dados. Essas técnicas computacionais motivaram o surgimento de diversas pesquisas, no sentido de desenvolver sistemas computacionais, que são conhecidos como sistemas de Detecção Assistida por Computador (CAD - *Computer-Aided Detection*) ou sistemas de Diagnóstico Assistido por Computador (CADx - *Computer-Aided Diagnosis*). O objetivo desses sistemas é servir de ferramentas que forneçam uma segunda opinião para os especialistas, aumentando as taxas de acerto na identificação, diagnóstico e tratamento precoces de anomalias no corpo humano como câncer de mama (JIANG *et al.*, 1999; FREER; ULISSEY, 2001; CHISTOYIANNI *et al.*, 2002; ZHENG *et al.*, 2006), microcalcificações em mama (CHAN *et al.*, 1987), nódulos pulmonares (GURCAN *et al.*, 2002; WAY *et al.*, 2006; WAY *et al.*, 2009), retinopatia diabética proliferativa (OLOUMI *et al.*, 2012) e estrabismo (ALMEIDA *et al.*, 2015a; ALMEIDA *et al.*, 2015b) .

1.1 Justificativa

Estudos mostram que 65% das pessoas que possuem estrabismo desenvolveram essa anomalia até os 3 anos de vida (FRANDSON, 1960; GRAHAM, 1974). Vários outros apontam para a importância do tratamento precoce do estrabismo, a fim de evitar ou ao menos reduzir as consequências psicossociais e emocionais negativas

como baixa autoestima, *bullying*, depressão e problemas de relacionamento (BERNFELD, 1981; ANDERSON, 1984; MRUTHYUNJAYA *et al.*, 1996; PAYSSE *et al.*, 2001; LILAKOVA *et al.*, 2003; KOTHARI *et al.*, 2004). Nos casos de estrabismo latente, uma pessoa pode sofrer fadiga ocular e enxaquecas, causando baixa produtividade no trabalho (RUTSTEIN *et al.*, 2011). Essas consequências negativas podem ser somadas com outras advindas de fatores étnico-raciais, sociais e de gênero, o que torna o problema mais agravante. Em crianças, foi investigado que a expressão de um sentimento negativo relacionado ao estrabismo inicia-se aproximadamente aos 6 anos de idade, apesar de que determinantes biopsicossociais da antipatia e hostilidade sejam aprendidos (PAYSSE *et al.*, 2001).

Em Mruthyunjaya *et al.* (1996), após a cirurgia de estrabismo, 61% das crianças com menos de 4 anos melhoraram o contato visual e 55% das crianças entre 4 e 6 anos de idade tiveram melhora na autoestima. Já foi verificado que o estrabismo tem um impacto negativo sobre a qualidade de vida das pessoas no que concerne a desconfortos psicológicos e visuais ou incapacidade de realizar atividades normais causada pela diplopia binocular referente ao estrabismo, que se caracteriza pela percepção de duas imagens a partir de um único objeto (MCBAIN *et al.*, 2014).

Um dos mais graves problemas sensoriais é a ambliopia (NOORDEN; CAMPOS, 2002). Pesquisas em diferentes regiões do mundo mostram que, no geral, a ambliopia afeta cerca de 2 a 4% da população (THOMPSON *et al.*, 1991; ATTEBO *et al.*, 1998; BROWN *et al.*, 2000; ALDEBASI, 2015), e tem alta prevalência em crianças que apresentam estrabismo manifesto: está presente em cerca de 40% delas (CHEW *et al.*, 1994). Esta anomalia se caracteriza pela diminuição da acuidade visual (AV)¹ em um ou nos dois olhos, causada pela interação binocular² anormal (NOORDEN, 1977).

A ambliopia é uma das principais causas de perda de AV em pessoas acima dos 40 anos (BROWN *et al.*, 2000) e aumenta o risco de cegueira futura nos dois olhos em até 3 vezes, por aumentar a chance de lesão traumática no olho (CHUA; MITCHELL, 2004). Em idosos, este problema pode se tornar mais acentuado devido

¹Acuidade visual está relacionada com a capacidade de percepção espacial, movimento, cores e contrastes.

²Interação binocular dos olhos diz respeito a capacidade destes de estarem alinhados e dirigidos ao mesmo tempo ao objeto de interesse, propiciando a posterior combinação das imagens percebidas em ambos os olhos num único percepto visual.

à possibilidade de estar associada com a degeneração macular (RAHI *et al.*, 2002), que se caracteriza pela perda de visão central, impossibilitando a realização de atividades simples como ler ou dirigir.

Trabalhos que buscaram estimar a prevalência tanto da ambliopia quanto do estrabismo tiveram como resultados estimativas bem próximas entre ambas (PRESLAN; NOVAK, 1996; GROUP, 2008). A combinação da presença dessas anomalias pode resultar em problemas graves na vida adulta, reduzindo as escolhas profissionais que uma pessoa possa optar. Crianças que possuem estrabismo e/ou ambliopia não terão a capacidade de desenvolver plenamente a visão binocular única, se não tratadas a tempo, o que resultará em baixo desempenho na leitura (OSAHON; DAWDU, 2002) e por conseguinte baixo rendimento escolar. Outra consequência é que o indivíduo ficará impossibilitado de exercer determinadas profissões que necessitam da visão binocular única (AKPE *et al.*, 2014) como piloto ou médico-cirurgião.

A visão desempenha um papel de destaque no desenvolvimento da criança nos primeiros anos de vida, sendo um estímulo motivador para a comunicação e a realização de ações (ZANONI *et al.*, 2002). Estudos sugerem que o sistema visual é responsável por cerca de 85% do aprendizado (DANDONA *et al.*, 2002; DONNELLY *et al.*, 2005) e que a deficiência desse meio de percepção traz consequências limitantes tanto no desenvolvimento cognitivo como no desempenho de atividades de autocuidado, locomoção e comunicação (MALTA *et al.*, 2006).

Há um período curto na vida do indivíduo para tratamento das perturbações sensoriais no sistema visual. O desenvolvimento visual é acelerado nos 6 primeiros meses de vida e perdura até a primeira década. Este é o melhor período para tratar as anomalias visuais, apesar do potencial de correção visual possuir uma relação inversa em relação à idade (MILLS, 1999). Muitos estudos mostram a importância da detecção e do tratamento precoce dos problemas visuais como fatores essenciais para maximizar o potencial visual e impedir sequelas sensoriomotoras irreversíveis (MAGRAMM, 1992; MILLS, 1999; EIBSCHITZ-TSIMHONI *et al.*, 2000; GRONLUND *et al.*, 2006; RIORDAN-EVA; WHITCHER, 2011).

A preocupação mundial quanto à saúde da visão e ao impacto socio-econômico ligado a ela não é recente. Em Who (2007) encontramos a trajetória da Organização Mundial de Saúde (OMS) quanto a essa questão, mostrando os riscos

e as consequências de não ser tratada o quanto antes. Em 1975, foi estabelecida a Agência Internacional para a Prevenção da Cegueira (IAPB - *International Agency for the Prevention of Blindness*). Pouco tempo depois, em 1978, foi estabelecido o programa da OMS de Prevenção de Cegueira e da Surdez e lançada a primeira base de dados sobre a cegueira no mundo. Em 1979, a OMS comunicou que nos três anos anteriores havia 28 milhões de pessoas cegas no mundo e três vezes mais pessoas possuíam baixa visão. Essas estimativas foram revistas em 1990 e uma projeção para o futuro foi realizada, mostrando que 3/4 da perda de visão era evitável e que, até 2020, o número de pessoas que possuísem cegueira aumentaria para 75 milhões caso não houvesse uma medida interventiva. Na tentativa de reverter esse quadro, em 1999 foi lançado o programa “Vision 2020”, como uma iniciativa global para a eliminação da cegueira evitável, pela união entre a OMS e a IAPB. O foco deste programa é intensificar e acelerar a prevenção de atividades da cegueira de modo a alcançar a meta de eliminar a cegueira evitável até 2020.

Em 2003, foi realizada uma análise no impacto da perda de produtividade, dos gastos com reabilitação e educação de indivíduos com problemas visuais. Foi verificado que o impacto econômico global oriundo da cegueira e baixa visão, apenas no ano 2000, foi de US\$ 42 bilhões, estimado a chegar a US\$ 110 bilhões por ano até 2020. No entanto, com o sucesso da implementação do programa “Vision 2020”, estima-se que essa perda chegará ao ano de 2020 a apenas US\$ 58 bilhões por ano, equivalente a uma economia global, em 20 anos, de US\$ 223 bilhões.

Dados mais recentes da OMS em Who (2013) mostraram que, em 2010, 285 milhões de pessoas possuíam problemas visuais, nas quais 39 milhões atingiram o estágio de cegueira. Destes, 82% das pessoas que atingiram o estágio de cegueira e 65% dos que apresentavam moderado ou graves problemas visuais possuíam mais que 50 anos. Além disso, 80% dos problemas visuais poderiam ter sido prevenidos ou curados e 90% das pessoas acometidas com esses problemas habitavam países em desenvolvimento. Esses fatos fundamentam a grande relevância do tratamento precoce de anomalias relacionadas à visão, bem como alternativas viáveis no que diz respeito a acessibilidade de equipamentos e gastos financeiros. A provisão de serviços de tratamento acessíveis e efetivos são a chave para contornar esse problema. Da mesma forma, há um amplo conjunto de evidências que mostram

a importância das ferramentas computacionais como alternativas para auxiliar no tratamento e diagnóstico de anomalias (ADAMS *et al.*, 1986; FREER; ULISSEY, 2001; DOI, 2007; FUJITA *et al.*, 2008).

De acordo com as diversas consequências negativas ocasionadas pelos problemas visuais, o diagnóstico e tratamento destes é uma questão de urgência. No caso do estrabismo, uma vez que o especialista realiza o diagnóstico, ele encaminha o paciente para medidas terapêuticas com o objetivo de corrigir os problemas visuais ocasionados pela doença. Tais medidas podem incluir aplicação de colírios, uso de lentes corretivas, exercícios ortópticos para o fortalecimento dos músculos oculares, tamponamento do olho com visão normal na tentativa de estimular o olho com deficiência ou até mesmo cirurgias. O estrabismo é destacado como responsável por 50% dos casos de ambliopia, um possível sintoma de retinoblastoma³ e como um dos principais problemas visuais em crianças (BRUNO; MOTA, 2001).

Em 2007, foi instituído o Programa Saúde na Escola (PSE), como proposição de uma política intersetorial entre os Ministérios da Saúde e da Educação na perspectiva da atenção integral (prevenção, promoção e atenção) à saúde de crianças, adolescentes e jovens do ensino básico público. Nesta época, a rede pública de ensino já era responsável pelo atendimento de mais de 7 milhões de crianças e, em sua totalidade (crianças, jovens e adultos), já atendia a 26% da população brasileira (EDUCACAO, 2013). Dentre as ações de saúde previstas no âmbito do PSE, está compreendida a avaliação oftalmológica através de triagens de AV em crianças a partir dos 3 anos de idade, podendo ser potencializada financeiramente com a aderência ao Projeto Olhar Brasil (EDUCACAO, 2008; SAUDE, 2009). Nestes, o médico deve realizar o exame básico dos olhos durante as visitas de puericultura⁴, que deve incluir desde a avaliação da AV e campos visuais até mobilidade ocular e alinhamento dos olhos (SAUDE, 2009).

O setor acadêmico brasileiro também tem se interessado pelos problemas de visão e alertado quanto ao impacto social ocasionado por esse problema, bem como alertado a atenção que pais, profissionais escolares e o próprio governo

³Retinoblastoma é um tumor maligno da retina desenvolvido a partir dos retinoblastos, que são células precursoras dos fotorreceptores da retina.

⁴Puericultura corresponde a arte de promover e proteger a saúde das crianças, através de uma atenção integral, compreendendo a criança como um ser em desenvolvimento com suas particularidades.

devem ter. Na última década, diversos estudos foram realizados no sentido de analisar a prevalência da baixa AV em redes públicas brasileiras de ensino. Estes estudos foram realizados em diferentes estados e regiões do país remetendo-se, de forma geral, à importância da triagem escolar para a detecção e tratamento precoces dos problemas visuais no sentido de evitar problemas psicossociais e acadêmicos. Um desses estudos (SOLDERA *et al.*, 2007), realizado no estado do Rio Grande do Sul, revelou uma alta prevalência da baixa AV na região (20% de 338 crianças) e que 2/3 da população de estudo (338 crianças) nunca realizaram consulta com oftalmologista ou triagens, reforçando a importância da real efetivação dos programas sociais que propiciam triagem visual nas escolas. Um estudo com objetivo semelhante ao citado anteriormente, realizado em 273 alunos de uma escola localizada no estado do Paraná, revelou que 19% dos alunos entre 4 e 15 anos apresentavam baixa AV (BERTOLDI *et al.*, 2009).

No estado do Mato Grosso do Sul, de 141 escolares, 14% apresentaram baixa AV e destas apenas 35% compareceram ao exame oftalmológico encaminhado, reforçando também a falta de conscientização dos pais sobre a importância da detecção e correção dos problemas oftalmológicos (ZANONI *et al.*, 2010). Em Minas Gerais, um estudo sugeriu a existência de associação entre baixa AV e baixo rendimento escolar na amostra avaliada. Dos 161 escolares analisados, 2/3 nunca realizaram exames oftalmológicos e 34% apresentavam baixa AV. Dentre os alunos com AV dentro da normalidade, 10,5% não apresentavam rendimento escolar considerado satisfatório, enquanto que, entre aqueles com AV alterada, este número subiu para 25% (TOLEDO *et al.*, 2010). Um estudo realizado no estado de Pernambuco se limitou a correlacionar o déficit na AV ao rendimento escolar de 40 alunos que possuíam baixa AV: 25 destes apresentaram dificuldade de leitura, 9 possuíam capacidade de aprendizado diminuída e 8 já haviam reprovado (JUNIOR *et al.*, 2012). Já um estudo mais recente, realizado em 729 escolares do oeste paulista revelou a prevalência de 13,8% de baixa AV (DAN, 2016).

Diante dos estudos apresentados, os problemas relacionados à visão podem ter um impacto negativo e significativo na vida das pessoas, tanto nas interações sociais quanto nas áreas acadêmica e profissional, podendo acompanhá-las desde a infância até a tenra idade caso não detectados e tratados precocemente. Ademais, estes problemas têm consequências a curto, médio e longo prazo não apenas para o

indivíduo afetado, mas para toda a sociedade, gerando gastos e problemas sociais agravantes. O estrabismo, além de ser um dos principais problemas oculares que surgem desde o período da infância, pode não somente ocasionar o surgimento de muitas outras, como também ser sintoma de algumas delas, sendo um contribuinte para o estágio de cegueira.

Em muitas áreas da medicina, o emprego de recursos computacionais é uma realidade comum. No entanto, o mesmo não pode ser dito em relação ao auxílio ao diagnóstico em oftalmologia dentro da subespecialidade estrabismo. A adoção da metodologia proposta neste estudo viabilizaria atingir pessoas de diversas faixas etárias na realização do tratamento do estrabismo, até mesmo a melhor fase para o tratamento, período da infância. Além disso, ela foi desenvolvida para ser de fácil compreensão até mesmo por pessoas não especialistas em estrabismo e sem a utilização de equipamentos de difícil acesso, podendo assim ser utilizada por pessoas que participam de programas sociais governamentais como o PSE.

1.2 Objetivos

Apresentamos nesta seção os objetivos gerais e específicos a serem alcançados durante o desenvolvimento deste trabalho.

1.2.1 Objetivo Geral

Muitos trabalhos na área são baseados apenas no estrabismo manifesto, utilizam equipamentos de difícil acesso ou manuseio por pessoas não especializadas em estrabismo ou, ainda, não possuem uma metodologia completamente automática. Diante do contexto apresentado, o objetivo deste trabalho é desenvolver uma metodologia computacional para detecção e pré-diagnóstico automáticos do estrabismo em vídeos digitais do exame CTA, utilizando apenas um computador pessoal, uma câmera comum e um oclisor como equipamentos, e técnicas de processamento de imagens e reconhecimento de padrões.

1.2.2 Objetivos Específicos

Com o intuito de alcançar o objetivo geral pretendido, fez-se necessário o cumprimento dos seguintes objetivos específicos:

- Aplicar técnicas de Processamento de Imagens e Reconhecimento de Padrões nos vídeos digitais do exame *cover test*;
- Desenvolver um método de localização do limbo para viabilizar a identificação do estrabismo;
- Desenvolver um método de rastreamento dos olhos;
- Desenvolver um método para detecção do ocluser;
- Fornecer um pré-diagnóstico empregando linguagem e unidades de medidas utilizadas pelos especialistas para aferir desvios;
- Validar a metodologia deste trabalho comparando os resultados com os diagnósticos fornecidos pelo especialista.

1.3 Trabalhos Relacionados

Ainda que seja recente, o uso de recursos computacionais para auxílio de especialistas na área da oftalmologia, podemos encontrar alguns trabalhos correlatos, apresentando tanto ferramentas quanto metodologias. Esta seção apresenta pesquisas, equipamentos e trabalhos relacionados à detecção e diagnóstico do estrabismo.

Como equipamentos utilizados na à detecção e diagnóstico de doenças oculares, podemos citar os rastreadores oculares (QUICK; BOOTHE, 1992), utilizados em laboratórios de pesquisa de motilidade ocular para mensuração de desvios e movimentações do olho, e os sinoptóforos eletrônicos (SUBHARNGKASEN, 2003), equipamentos destinados à investigação diagnóstica e tratamento ortóptico de estrabismo. No entanto, na prática, ambos são difíceis de serem manuseados por pessoas não especializadas, além de serem pouco acessíveis. A metodologia proposta nesse trabalho utiliza equipamentos de fácil acesso e fácil manuseio.

Helveston *et al.* (2001) propuseram um método utilizando telemedicina para diagnóstico e plano de tratamento de estrabismo em locais sem especialistas. Nesse trabalho, imagens foram capturadas através de câmeras fotográficas e enviadas por *e-mail* para especialistas em estrabismo juntamente com informações sobre os pacientes (idade, sexo, refração, histórico médico), que fazem análise do conjunto e retornam resposta para os oftalmologistas. A metodologia proposta nessa dissertação realiza o pré-diagnóstico de estrabismo de forma automática, ao contrário do trabalho citado.

Chandna *et al.* (2009) utilizou redes neurais do tipo *backpropagation* para realização de diagnóstico diferencial⁵ de estrabismo utilizando medidas extraídas através da aplicação do exame *cover test*, juntamente com prismas, para aferição do desvio. Na utilização de 10 modelos, a taxa de acurácia foi de 100% no diagnóstico. No entanto, a metodologia restringe-se à estrabismos verticais e a rede precisa ser alimentada manualmente por dados do exame. A metodologia proposta nessa dissertação é capaz de diagnosticar o estrabismo sem a utilização de prismas e não se limita à direção do desvio. A única intervenção que o usuário realiza é a movimentação do oclusor ao aplicar o exame *cover test*.

Kim *et al.* (2012) desenvolveram um *software* para diagnóstico de estrabismo utilizando técnicas de processamento de imagens, algoritmos matemáticos e um modelo 3D do olho humano. Para avaliar o *software*, foi realizada uma análise de correlação estatística dos resultados do método proposto e o teste Krinsky⁶ aplicado por dois médicos em dez pacientes. Segundo os autores, os coeficientes de correlação entre os diagnósticos obtidos pelo *software* e os fornecidos pelos dois especialistas foram 0,955 e 0,969, respectivamente. Já o coeficiente de correlação entre os dois especialistas foi de 0,968. A metodologia proposta nessa dissertação utiliza 15 amostras de vídeos e não realiza apenas o diagnóstico, mas também a detecção de estrabismo sem a necessidade de prismas ou modelos 3D.

Yang *et al.* (2013) aplicaram uma combinação de câmera infravermelha para captura de imagens, um *software* de computador e o exame *cover test*, utilizando um oclusor que possui um filtro que deixa passar apenas ondas infravermelhas,

⁵Diagnóstico diferencial é o método utilizado para distinguir dois distúrbios de aparência semelhante.

⁶Teste de Krinsky é um exame oftalmológico para diagnóstico de estrabismo que consiste em quantificar o deslocamento do reflexo corneano utilizando prismas na posição adequada.

em sua metodologia. Como exame oftalmológico, foram aplicados os métodos Krinsky e CTA em 90 pacientes, sendo avaliado apenas o estrabismo horizontal - 30 com exotropia, 30 com esotropia e 30 sem estrabismo - por 2 especialistas. O objetivo foi comparar os diagnósticos dos especialistas, aplicando os 2 exames, com os obtidos através de sua metodologia. Como resultado, obtiveram uma correlação de 90%. A metodologia proposta nessa dissertação não necessita de quaisquer equipamentos especiais para a aquisição dos vídeos, como câmera e filtro infravermelhos. Necessita apenas de uma câmera comum.

Khumdat *et al.* (2013) desenvolveram uma metodologia para detecção de estrabismo que utiliza imagens do exame teste de Hirschberg⁷ aplicado em pacientes, dividida em 3 etapas: detecção da região da face (1), localização dos olhos (2) e detecção do reflexo de luz corneal (3). Foram capturadas imagens de 103 pacientes, 2 de cada, totalizando 206 imagens. A metodologia obteve 94.17% de acerto. No entanto, essa metodologia realiza apenas a detecção do estrabismo e se baseia em um exame capaz de diagnosticar apenas estrabismos manifestos.

Seo *et al.* (2015) propuseram uma metodologia para diagnóstico de estrabismo em vídeos digitais através de uma combinação do exame CTA com o teste de Hirschberg, utilizando um óculos com obturador de cristal líquido e uma câmera infravermelho. Quando o obturador fecha, este bloqueia a luz visível e deixa passar a luz infravermelha. Em seguida, o grau e direção de desvio são calculados a partir da diferença entre o centro da pupila e o reflexo presente no olho gerado pela luz. Segundo os autores, eles conseguiram identificar o tipo de estrabismo com sucesso, porém o procedimento leva cerca de 1 minuto. Novamente, a metodologia proposta nessa dissertação se sobressai quanto aos equipamentos necessários para aquisição.

Almeida *et al.* (2015a) propuseram uma metodologia dividida em 6 etapas para detecção e diagnóstico utilizando o teste de Hirschberg: segmentação da face (1); detecção da região dos olhos (2); localização dos olhos (3); detecção do limbo e do brilho (4); detecção e diagnóstico de estrabismo (5). Ele utilizou 200 imagens de 40 pacientes, com e sem, estrabismo e lentes corretivas, e em 5 posições do olhar: PPO (primária), SUPRA (olhar para cima), INFRA (olhar para baixo), LEVO (olhar para esquerda) e DEXTRO (olhar para direita). Restringindo-se à posição

⁷Teste de Hirschberg é um exame oftalmológico para diagnóstico de estrabismo que consiste em analisar a posição relativa do reflexo corneano, através da iluminação simultânea binocular.

primária do olhar (PPO), posição de interesse para este trabalho, obteve 96.97% de taxa de acerto na detecção de estrabismo, em 33 imagens de pacientes. Para o diagnóstico, obteve as taxas de acerto de 92.85% em ET (esotropia), 100% em XT (exotropia), 66.67% em HT (hipertropia) e HoT (hipotropia) e 6.66% para os que não apresentavam desvios (ORTO). No entanto, essa metodologia é capaz de diagnosticar apenas estrabismos manifestos, devido à limitação do tipo de exame utilizado.

Em resumo, cada trabalho citado revela uma ou mais das seguintes limitações: (1) realização de diagnóstico apenas de estrabismos aparentes (KHUMDAT *et al.*, 2013; ALMEIDA *et al.*, 2015a), (2) necessidade de equipamentos caros, de difícil acesso ou não manuseados por pessoas não especialistas em estrabismo (QUICK; BOOTHE, 1992; SUBHARNGKASEN, 2003; KIM *et al.*, 2012; YANG *et al.*, 2013; SEO *et al.*, 2015), (3) fornecimento de diagnóstico de apenas uma direção de desvio (CHANDNA *et al.*, 2009). O trabalho aqui proposto pretende detectar, mensurar e classificar automaticamente o estrabismo, mesmo que este não seja aparente, em todas as direções do desvio. A metodologia não necessita de quaisquer equipamentos especiais, apenas de vídeos de exames de pacientes que se submeteram ao exame *cover test*, um computador pessoal para processar esses vídeos e um oclisor para a realização do exame. Vale ressaltar que apenas um médico especializado pode fornecer um diagnóstico definitivo ao paciente, ficando a cargo da metodologia deste trabalho, ou qualquer outra ferramenta CAD, a possibilidade de servir de ferramenta para realização de um pré-diagnóstico.

1.4 Estrutura do Trabalho

Além deste capítulo introdutório, há mais 4 capítulos, que completam esta dissertação e estão estruturados da seguinte forma:

O Capítulo 2, apresenta a fundamentação teórica necessária ao entendimento e construção da metodologia.

No Capítulo 3, são mostradas todas as etapas de desenvolvimento dessa pesquisa, iniciando-se pela aquisição de vídeos digitais, seguida das outras sete etapas que compõem a metodologia.

No Capítulo 4, são apresentados os resultados encontrados, as discussões e os casos de sucesso e falha da metodologia.

E por fim, no Capítulo 5, são apresentadas as conclusões inferidas a respeito da metodologia, juntamente com os trabalhos futuros sugeridos afim de contribuir no aperfeiçoamento da pesquisa. Também são apresentados os trabalhos publicados no decorrer do desenvolvimento da pesquisa.

CAPÍTULO 2

Fundamentação Teórica

Neste capítulo é apresentada a base teórica que fundamenta esse trabalho, com o objetivo de familiarizar o leitor com a teoria utilizada. São abordados tópicos da medicina oftalmológica (anatomia ocular, estrabismo, *cover test*) e das principais técnicas computacionais presentes na metodologia proposta.

2.1 O Olho

Os olhos são órgãos fotossensíveis complexos que alcançaram alto grau de evolução, possibilitando uma análise minuciosa quanto à forma dos objetos, sua cor e a intensidade de luz refletida. Cada olho fica dentro de uma caixa óssea protetora - a órbita - e apresenta basicamente uma câmara escura, uma camada de células receptoras sensoriais, um sistema de lentes para focalizar a imagem e um sistema de células para iniciar o processamento dos estímulos e enviá-los ao córtex cerebral (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013).

É necessário um conhecimento prévio sobre as partes anatômicas visíveis do olho para a compreensão deste trabalho. A Figura 2.1 ilustra as regiões de interesse da estrutura externa do olho humano. As regiões estão numeradas para melhor associação entre a figura e o texto.

A superfície externa do olho é composta de partes de duas esferas com raios diferentes. O segmento anterior, parte da esfera menor, é formado pela córnea transparente e abrange aproximadamente 7% da superfície ocular. O segmento posterior do olho é parte da esfera maior formada pela esclera opaca. A esclera

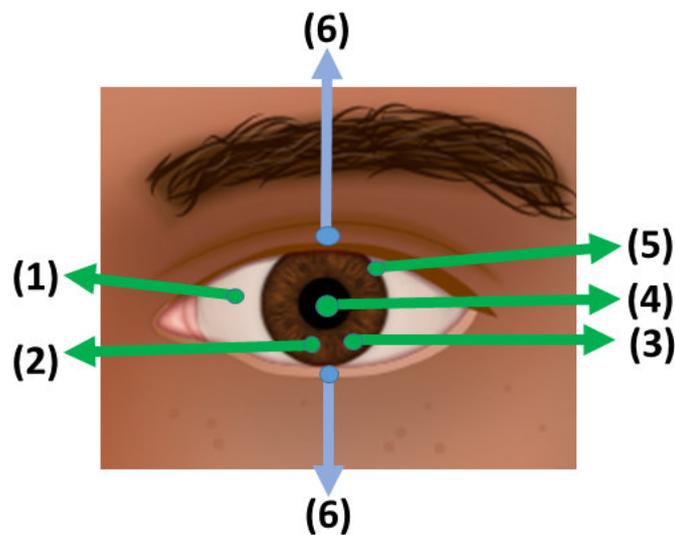


Figura 2.1: Estrutura externa do olho humano. Adaptado de (FARUK; ORGE, 2015).

(1), ou região branca do olho, é a camada mais externa e fibrosa do olho. É responsável por manter a forma ocular, juntamente com a córnea (2), e dar fixação para os músculos extraoculares 2.4. A superfície externa da esclera apresenta-se envolta por uma camada de tecido conjuntivo denso¹ à qual se prende por um sistema muito frouxo de finas fibras colágenas, dando ao globo ocular possibilidade de movimentos de rotação em todas as direções. A córnea (2) corresponde à região transparente do revestimento externo do olho. Devido à esta característica, conseguimos observar a íris (3) e a pupila (4). Já a zona de transição entre ambas, esclera e córnea, é chamada de limbo (5) (JOGI, 2009; GRAY, 2011; JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013).

A íris (3) é a região pigmentada visível dos olhos e sua cor depende da quantidade de melanina² presente. Na presença de poucas células pigmentares na íris, a luz azul é refletida, devido à absorção do seu componente vermelho durante o trajeto iridiano³. À medida que maiores quantidades de melanina se acumulam no trajeto, a cor da íris vai passando a cinza, a verde e a castanho. Em albinos não há melanina, e a cor rósea é devida à reflexão da luz pelos vasos

¹Tecidos conjuntivos densos são tecidos fibrosos responsáveis pelo estabelecimento e manutenção da forma e resistência à tensões do corpo que o mesmo compõe.

²Melanina é um pigmento de cor marrom escura, principal responsável por colorir várias regiões do corpo humano e tem a função de proteger o DNA das células contra a radiação ultravioleta emitida pelo sol.

³Iridiano é um adjetivo usado para algo relativo ou pertencente à íris.

sanguíneos da íris. A pupila (4) corresponde ao orifício circular central à íris e é responsável por permitir a entrada de luz no interior do olho. A quantidade de luz é delimitada através de deformações de expansão e contração da pupila. Essas deformações são realizadas por um conjunto de músculos e sistema sensorial que responde às estimulações de intensidade luminosa. E, por último, as pálpebras (6) são dobras de tecido móveis situados acima e abaixo da frente de cada olho responsáveis pela proteção do globo ocular que possuem cabelos curvos e curtos, os cílios, situados em suas bordas livres (JOGI, 2009; GRAY, 2011; JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013).

2.2 O Estrabismo

Estrabismo refere-se ao desalinhamento dos olhos no qual um objeto no espaço não é visualizado simultaneamente pela fóvea⁴ de cada olho (LEITMAN, 2012). O estrabismo pode ser manifesto ou latente. Quando o estrabismo é manifesto (tropia), os eixos visuais não estão alinhados sob as condições de visão binocular, ou seja, não ocorre a fusão normal das imagens. Já o desvio latente (foria) permite que os eixos visuais estejam alinhados sob as condições de visualização binocular. A Figura 2.2 ilustra a ocorrência de estrabismo.

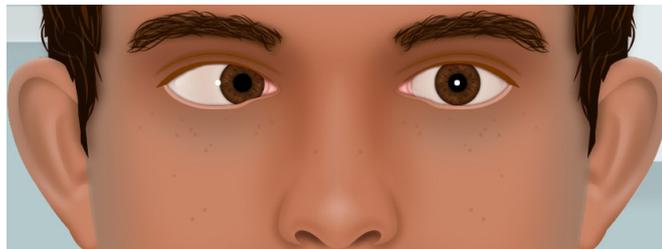


Figura 2.2: Exemplo de estrabismo. Adaptado de (FARUK; ORGE, 2015).

Esta anomalia é frequentemente familiar. Sua presença em outros membros da família torna mais provável que uma criança tenha estrabismo, e deve ser mantida sob observação. A maioria dos pacientes que possuem estrabismo manifesto são crianças. Os principais fatores que favorecem um adulto a apresentar esse tipo de estrabismo são a não realização de tratamento no período da

⁴Fóvea é a região central da retina do olho humano onde se concentram os cones e onde se forma a imagem que será transmitida ao cérebro.

infância ou a ocorrência de mudanças no ângulo do desvio (ANSONS; DAVIS, 2014). Vários problemas oculares podem advir do estrabismo que se intensificam proporcionalmente com o tempo. Dentre eles, podemos citar a ambliopia⁵, dores de cabeça, fadiga ocular, diplopia⁶, comprometimento da capacidade de visão tridimensional e até perda da visão (LEITMAN, 2012; ANSONS; DAVIS, 2014).

Quanto às direções possíveis de desvio, os tipos de estrabismo podem ser classificados como: (1) horizontal-esotropia (desvio para dentro), horizontal-exotropia (desvio para fora), ou (2) vertical-hipertropia (desvio para cima), ou vertical-hipotropia (desvio para baixo). Caso o paciente não possua estrabismo, este é diagnosticado como ORTO (sem desvio).

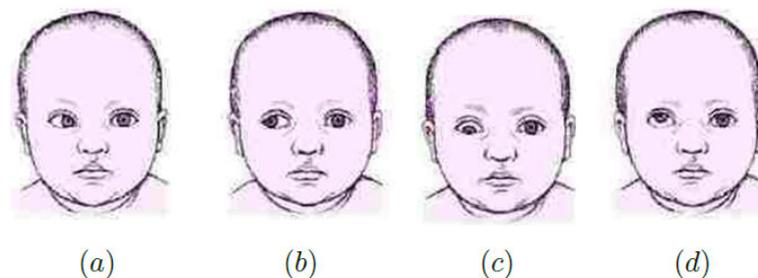


Figura 2.3: Tipos de estrabismo. (a) Esotropia (ET), (b) Exotropia (XT), (c) Hipotropia (HoT) e (d) Hipertropia (HT). Fonte: Drauzio (2016).

Atualmente está comprovada a existência de um período crítico, durante a infância, no qual obstáculos ao desenvolvimento da função visual normal devem ser identificados. Essa fase corresponde ao período de maior plasticidade cerebral, que se inicia logo após o nascimento e que a sua sensibilidade máxima se estende até os 4 anos, sendo o seu pico aos 2 anos de idade. Quando um problema visual se instala nesse período, ela induz uma privação visual que não permite a correta maturação das células visuais e aumenta a probabilidade de ser irrecuperável a AV do olho privado (LANÇA, 2014). Além disso, estudos importantes afirmam que, durante a leitura, os movimentos dos olhos são altamente integrados com os processos cognitivos tais como atenção, memória e a utilização da informação

⁵Ambliopia, olho vago ou olho preguiçoso é uma disfunção oftálmica caracterizada pela diminuição da acuidade visual uni ou bilateralmente, sem que o olho afetado mostre qualquer anomalia estrutural. É a causa mais comum de deficiência visual.

⁶A diplopia, ou visão dupla, é a condição em que uma pessoa vê duas imagens de um mesmo objeto, podendo ser horizontal, vertical ou torsional.

visual percebida (RICHMAN, 1999; COULTER; SHALLO-HOFFMAN, 2000). Dessa forma, o diagnóstico precoce do estrabismo é de suma importância.

Pessoas que possuem estrabismo podem apresentar problemas psicossociais a partir do período da infância, diversificados desde baixa-estima até problemas relacionados a relações interpessoais. Estudos realizados por Mojon-Azzi e Mojon (2009) mostraram que caçadores de talentos julgaram que pessoas com estrabismo frequentemente passam por 3 situações: (1) são percebidas como menos atrativas, (2) menos inteligentes por parte de potenciais empregadores, e (3) que iriam encontrar dificuldades no emprego. Satterfield *et al.* (1993) revelaram que os problemas ocasionados pelo estrabismo intensificam-se na adolescência e na vida adulta, afetando diversas áreas como: (1) autoestima, (2) relacionamentos, (3) escola, (4) trabalho, (5) esportes e (6) emprego. Assim, o estrabismo configura-se não só como um problema de saúde pública, mas também de ordem acadêmica, infantil, social e familiar.

2.2.1 Fundamentos da oculomotricidade e bilateralidade do estrabismo

A iniciação, coordenação e conclusão dos movimentos oculares são controlados pelos músculos oculares. Em condições normais, os olhos realizam movimentos coordenados se, e somente se, estes músculos trabalharem de forma harmônica, permitindo a visão binocular única.

Existem 6 músculos responsáveis pelos movimentos dos olhos. Em cada olho, os músculos reto medial (RM) e reto lateral (RL) movem o olho para a direita ou esquerda; os músculos, reto inferior (RI) e reto superior (RS), movem o olho para cima ou para baixo e os músculos oblíquo inferior (OI) e oblíquo superior (OS) controlam os movimentos de inclinação ou, melhor dizendo, de torção (ALMEIDA, 2013). A Figura 2.4 ilustra o posicionamento desses músculos em ambos os olhos.

Existem várias possibilidades para os movimentos oculares. Em torno do eixo vertical, o olho pode realizar as rotações horizontais de adução e abdução, aproximando-se do lado nasal (medial) e temporal (lateral), respectivamente. Em torno do eixo transversal, o olho pode realizar as rotações verticais de sursundução (elevação) ou deorsundução (abaixamento). Por último, em torno do eixo longitudinal, o olho pode realizar as rotações de exciclodução (ou exciclotorsão),

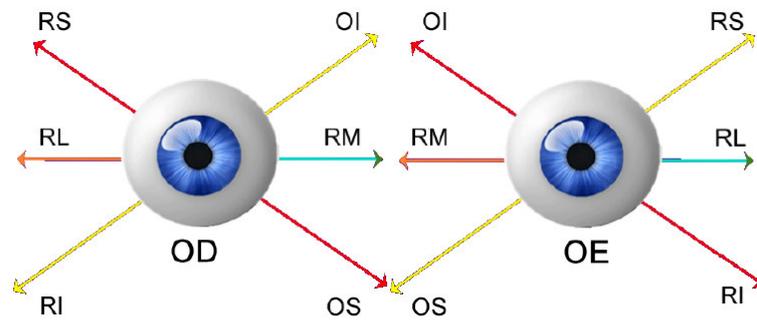


Figura 2.4: Ilustração da localização dos músculos oculares para os olhos esquerdo e direito. Fonte: (ALMEIDA, 2013).

quando o olho gira para o lado externo, e inciclodução (ou inciclotorção), quando o olho gira para o lado interno)(BICAS, 2003). A Figura 2.5 ilustra as possibilidades de rotações do olho em volta de seus respectivos eixos.

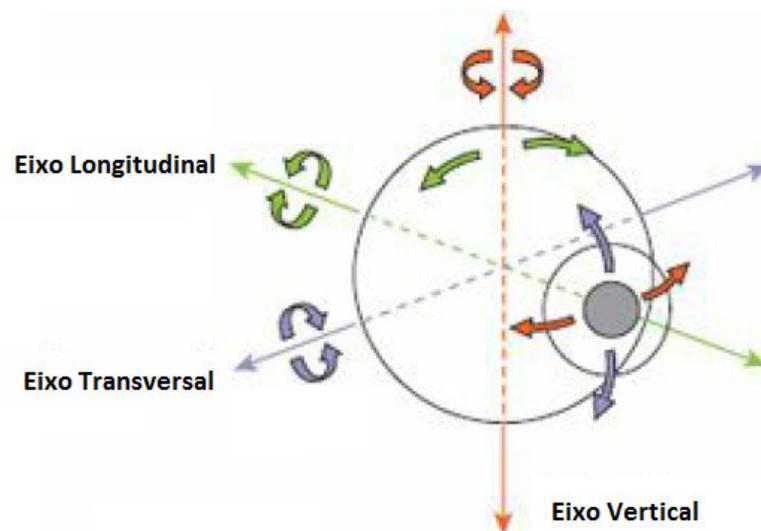


Figura 2.5: Ilustração das possibilidades de rotações do olho em volta de seus respectivos eixos. Adaptado de: (MOORE *et al.*, 2014).

Mesmo que um desvio seja manifesto ou latente, ele envolve ambos os olhos. A bilateralidade do estrabismo ocorre devido a Lei de Hering. Segundo esta, quando um músculo de um olho contrai ou relaxa, o músculo conjugado, presente no outro olho, recebe igual inervação. A outra lei que rege os movimentos oculares é denominada Lei de Sherrington, no qual afirma que quando um músculo é estimulado a contrair, seu antagonista (no mesmo olho) recebe igual redução de inervação para relaxar (TRABOULSI; UTZ, 2016). Em termos práticos, se um sujeito olha para o lado esquerdo, o músculo reto medial do olho direito (RMD)

irá sofrer a quantidade de inervação para mover o olho para o alvo, enquanto que, de acordo com a Lei de Sherrington, o seu antagonista (músculo reto lateral do olho direito - RLD) irá receber uma redução equivalente de inervação para relaxar. O conjugado do músculo RMD é o reto lateral do olho esquerdo (RLE) que, de acordo com a Lei de Hering, irá receber a mesma quantidade de inervação que seu conjugado. Por sua vez, o antagonista do RLE, o reto medial do olho esquerdo (RME), irá receber igual redução de inervação de acordo com a Lei de Sherrington. Um desvio é configurado por qualquer desequilíbrio na atuação desses músculos.

2.2.2 Cover Test

O *cover test* é um exame de motilidade ocular para aferição de desvio que é tipicamente realizado com um objeto ocluser. Este exame exige que o paciente seja capaz fixar os olhos em um alvo discreto, mantendo o olhar centralizado. Entretanto, crianças pequenas são frequentemente distraídas ou se sentem ameaçadas pelo objeto, e o teste exige que a fixação no alvo seja bem mantida. Quanto mais jovem e mais ativa a criança, mais incentivo elas precisarão para manter a atenção visual. O examinador deve utilizar alvos próximos que a criança considere interessante, quando possível (TRABOULSI; UTZ, 2016).

O exame *cover test* pode ser utilizado para detectar tanto heterotropias quanto heteroforias. Para o primeiro caso, geralmente utiliza-se o *cover test* simples (o mesmo CTU, mencionado na introdução desse trabalho). Para a realização desse teste, um olho é coberto enquanto é observado se há um deslocamento na posição do olho oposto. O ocluser é então removido, permitindo que a criança recupere a visão binocular. O teste é repetido, agora cobrindo o outro olho, procurando uma mudança no olho oposto a este, quando o ocluser é introduzido. Se não houver mudança quando um dos olhos está coberto, não há tropia presente. Se, no entanto, houver uma mudança quando um olho é coberto, indica que o olho oposto é desviado e que uma tropia está presente. Essa mudança reflete o movimento necessário para que um olho desviado alcance a fixação no alvo (TRABOULSI; UTZ, 2016). Se houver um desvio para dentro, o examinador verá um deslocamento na direção nasal, conforme o outro olho é coberto. Isto indica que o paciente tem uma esotropia. Se houver um desvio para fora, o olho descoberto foi desviado temporalmente. O paciente tem, portanto, uma exotropia. Um deslocamento

vertical de cima para baixo após a saída do oclisor indica uma hipertropia e, o contrário, uma hipotropia. Caso o olho se mantenha fixo significa que o paciente não possui desvio.

A medida clínica de heteroforia, ou desvio latente, é uma parte importante da avaliação optométrica completa. Um dos métodos mais comuns para avaliar esse tipo de desvio é o CTA (RAINEY *et al.*, 1998). Na realização deste método, um olho é ocluído com um objeto. Esse teste é realizado alternando o oclisor de um olho para o outro sem permitir a binocularidade conforme o oclisor é transferido de um olho para o outro. Os desvios latentes permanecem latentes por meio da fusão. Permitir a visão binocular poderia permitir aos olhos a possibilidade de realinhamento. O CTA destina-se a interromper a fusão. Quando um desvio latente está presente, os olhos se desviarão enquanto cobertos (TRABOULSI; UTZ, 2016). Assim, o objeto oclisor é movido alternadamente de um olho para o outro, e a direção e a magnitude são estimadas através do movimento do olho, caso haja. Este método pode ser utilizado para avaliar tanto heterotropias quanto heteroforias (RAINEY *et al.*, 1998).

A Figura 2.6 ilustra a aplicação do exame cover test.

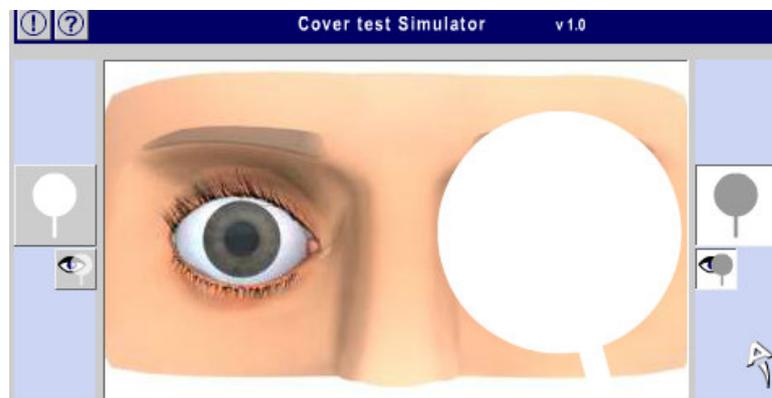


Figura 2.6: Ilustração da aplicação do exame cover test. Fonte: (OPHTHALMIC, 2016).

2.3 Métodos Computacionais de Auxílio ao Diagnóstico

Os CAD têm tido um rápido crescimento ativo na área de pesquisa em imagens médicas e pode ser definido como detecção e/ou diagnóstico realizado

por um médico que leva em conta o resultado fornecido por um computador como uma "segunda opinião" (DOI, 2005). Em outras palavras, CAD é um conceito estabelecido tendo em conta igualmente os papéis dos médicos e computadores, servindo de auxílio nas inferências que levam ao diagnóstico. O desempenho por computadores não tem de ser igual ou melhor do que o do médico, mas precisa ser complementar. Com os CAD, o ganho potencial é devido ao efeito sinérgico obtido pela combinação da competência do especialista com a capacidade do computador. Devido a esses benefícios multiplicativos, os CAD atuais tornam-se amplamente utilizados em situações clínicas práticas (DOI, 2007).

Frequentemente, programas CAD com a finalidade de realização de diagnósticos são abreviados como CADx (SUZUKI, 2013). Esses sistemas são ferramentas computacionais acopladas a equipamentos, médicos ou não, que tem a finalidade de auxiliar na tomada de decisão a respeito de um diagnóstico (BREITMAN; ANIDO, 2006). Aplicações com finalidades diversas têm sido desenvolvidas por vários grupos de pesquisas, visando contribuir para a detecção e diagnóstico precoce de doenças, como uma segunda opinião para os especialistas.

Em geral, os sistemas CADx fornecem opiniões a partir de informações extraídas de imagens médicas, que podem ser provenientes de diversos tipos de modalidades como: radiografia, ultrassonografia e ressonância magnética nuclear, entre outras. Técnicas de processamento de imagens, inteligência artificial, reconhecimento de padrões, entre outras especificidades computacionais, são aplicadas com o objetivo de melhorar tais imagens e extrair delas informações úteis ao diagnóstico (BREITMAN; ANIDO, 2006).

Os sistemas CAD geralmente utilizam-se de técnicas provenientes de duas áreas do conhecimento: visão computacional, que envolve o processamento de imagem para realce, segmentação e extração de atributos; e inteligência artificial, que inclui métodos para seleção de atributos e reconhecimento de padrões (CASTLEMAN, 1996). Os conceitos utilizados para criar uma metodologia CAD serão abordados a seguir, iniciando-se com os principais conceitos em processamento de imagens digitais.

2.4 Processamento de Imagens Digitais

A definição matemática da imagem nos dá a possibilidade de manipular o seu conteúdo através de operações computacionais, com o objetivo de transformar ou extrair informações importantes da mesma. Ao vasto conjunto de operações que podemos aplicar em uma imagem denominamos de processamento de imagens (BREITMAN; ANIDO, 2006). Em outras palavras, o processamento de imagens consiste em um conjunto de técnicas para capturar, representar e transformar imagens com auxílio do computador (PEDRINI; SCHWARTZ, 2008). Esta seção apresenta o conjunto de técnicas de processamento de imagens utilizadas nesse trabalho.

2.4.1 Equalização do Histograma

O contraste é uma medida associada à distribuição dos valores de intensidade dos *pixels*. A representação dessa distribuição é denominada histograma. Formalmente, o histograma de uma imagem digital em níveis de cinza no intervalo $[0, L - 1]$ (L sendo o número de níveis de intensidade) é uma função discreta $H(r_k) = n_k$, onde r_k é o k -enésimo nível cinza e n_k é o número de *pixels* na imagem com intensidade r_k (GONZALES; WOODS, 2010).

Imagens escuras possuem os componentes do histograma concentrados nos valores de baixa intensidade e, imagens claras, possuem os componentes concentrados nos valores de alta intensidade. O nível de contraste de uma imagem está diretamente relacionada à distribuição de seu histograma: a imagem será pouco contrastante se concentrado em uma faixa estreita e muito contrastante se o histograma estiver distribuído uniformemente entre todos os valores.

A equalização do histograma, realizada no domínio espacial, é uma das técnicas mais citadas na literatura para realce genérico de contraste. Tem a finalidade de obter um histograma mais uniforme por meio do espalhamento da distribuição dos níveis de cinza ao longo de toda a escala de resolução de contraste, aumentando, dessa maneira, a detectabilidade de aspectos da imagem (ALMEIDA, 2013).

O histograma equalizado de uma imagem pode ser obtido através de uma função de distribuição cumulativa normalizada s_k , que pode ser descrita por:

$$s_k = T(r_k) = \sum_{j=0}^k \frac{n_j}{n} = \sum_{j=0}^k p_r(r_j) \quad (2.1)$$

onde $0 < r_k < 1$ é o nível de cinza normalizado, $k = 0, 1, 2, \dots, L - 1$ (L sendo o número de níveis de cinza), n a quantidade de *pixels* presentes na imagem e n_j a quantidade de *pixels* existentes de intensidade j .

Essa técnica foi utilizada para melhorar o contraste da imagem após a aplicação do filtro da diferença de gaussianas (técnica descrita na Seção 2.4.8), conforme descrito posteriormente (Seção 3.2.4). A Figura 2.7 ilustra a aplicação dessa técnica.

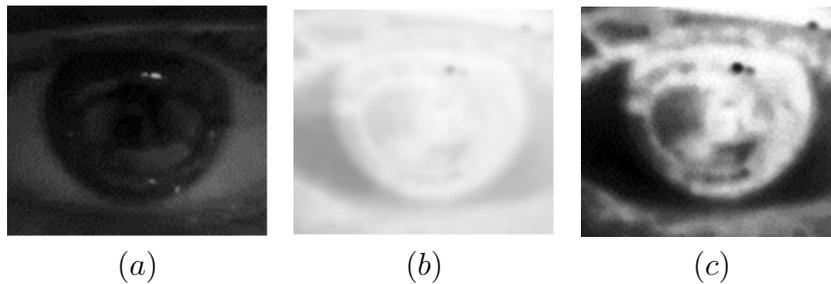


Figura 2.7: Ilustração da aplicação da técnica de equalização do histograma. (a) Imagem em níveis de cinza. (b) Imagem pré-processada com o filtro de diferença de gaussianas. (c) Equalização de histograma aplicado na imagem (b).

2.4.2 Filtro Homomórfico

O filtro homomórfico é um filtro de melhoramento de imagens que analisa separadamente as informações de iluminação e reflectância. O objetivo é melhorar o contraste nas áreas de baixo e alto níveis de iluminação através da melhoria das propriedades de reflectância (JR; GOODRIDGE, 2001).

Uma imagem pode ser definida como o registro da luz refletida por um objeto que sofreu incidência da mesma, a partir de alguma fonte de iluminação. Portanto, um modelo da imagem consiste na equação:

$$F(x, y) = i(x, y) \cdot (x, y) \quad (2.2)$$

onde $i(x, y)$ representa a iluminação, principal contribuinte para o limite de intensidade, e $r(x, y)$ representa a reflectância, principal contribuinte do contraste local e detalhes presentes em áreas com pouca iluminação.

Neste trabalho, foi utilizado o filtro homomórfico no domínio espacial da imagem baseado no filtro proposto por Melo *et al.* (2005). Inicialmente, a entrada do filtro consiste em uma função $f(x, y)$ que representa a imagem inicial. Em seguida, o valor de cada *pixel* é convertido para o logaritmo natural $\log(1 + f(x, y))$, resultando na separação das componentes de iluminação e reflectância. Depois, aplica-se os filtros passa-alta e passa-baixa, resultando em $\log(i(x, y))$ e $\log(r(x, y))$, respectivamente.

Cada imagem resultante é multiplicada pelos valores $\alpha < 1$ e $\epsilon > 1$, respectivamente, para diminuir os limites de intensidade da componente de iluminação e enfatizar o componente da reflectância para aumentar o contraste local. Em seguida, é realizada uma combinação linear dos resultados e o resultado dessa combinação é normalizado entre 0 e 1. O próximo passo é o cálculo da exponencial da imagem resultante seguida de uma nova normalização, entre 0 e 255. O passo final é a aplicação da técnica de equalização do histograma, descrita na seção anterior.

O filtro homomórfico foi utilizado para melhorar o contraste da imagem na etapa de localização da pupila. O objetivo foi aumentar a diferenciabilidade entre as regiões para facilitar o isolamento das regiões mais escuras no processo de limiarização (técnica descrita na Seção 2.4.6), conforme descrito posteriormente na Seção 3.2.3. A vantagem dessa técnica em comparação com a equalização de histograma é o controle sobre as componentes de iluminação e reflectância. No entanto, seu custo computacional é maior e ruídos podem surgir na imagem resultante, necessitando de uma suavização posterior em alguns casos. A Figura 2.8 ilustra a utilização dessa técnica. Neste caso, para melhores resultados, a imagem foi suavizada.

2.4.3 Método de Canny

Bordas são regiões da imagem onde existem mudanças abruptas na sua função de intensidade (SONKA *et al.*, 2008). O propósito da detecção de bordas em uma imagem é reduzir a quantidade de informação, enquanto preserva as propriedades

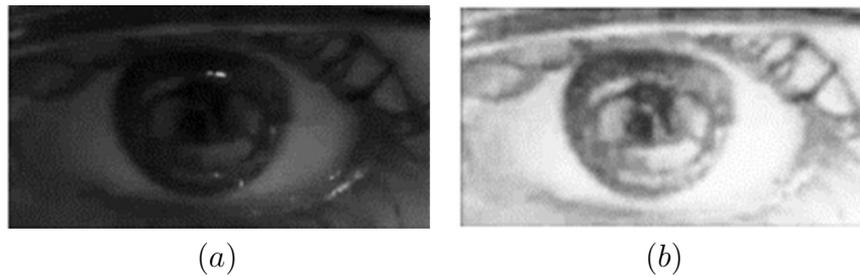


Figura 2.8: Ilustração da aplicação do filtro homomórfico. (a) Imagem em níveis de cinza. (b) Resultado da aplicação do filtro homomórfico.

estruturais dos objetos de interesse. Muitas aplicações de processamento de imagens utilizam essa técnica, combinada com outras técnicas ou não, como um pré-processamento para auxiliar na segmentação ou na extração de informações importantes para o reconhecimento e classificação dos objetos de interesse.

Um dos métodos mais conhecidos para detecção de bordas é o método desenvolvido por John F. Canny em 1986 (CANNY, 1986). Os principais objetivos desse método são: (1) boa detecção (identificar todas as bordas possíveis), (2) boa localização (bordas encontradas devem ser mais próximas possíveis das reais) e (3) resposta mínima (retorno de um único ponto de borda). Este método possui 4 etapas básicas, as quais serão brevemente comentadas adiante. Como o uso do filtro gaussiano é parte do método de Canny, este filtro será apresentado apenas nesta seção.

2.4.4 Suavização através de Filtragem Gaussiana

O primeiro passo do método de Canny é a suavização. O objetivo da suavização de imagens é reduzir o efeito de ruídos, geralmente oriundos do processo de aquisição, eliminando-os ou atenuando-os. Estes ruídos podem atrapalhar no processo de detecção de bordas, uma vez que o seu valor de intensidade geralmente é discrepante em relação à sua vizinhança.

É comum que pontos ruidosos apareçam distribuídos aleatoriamente com uma certa distribuição de probabilidade baseada em uma média específica e um desvio padrão. Por isso, a imagem é suavizada através de uma função gaussiana

bidimensional. Tal função pode ser expressa por:

$$g(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{(x^2+y^2)}{2\sigma^2}} \quad (2.3)$$

onde $g(x, y)$ representa o *pixel* resultante nas coordenadas (x, y) da imagem e σ representa o desvio padrão da função.

Essa técnica também foi aplicada no passo 4 da Seção 3.2.3.

Cálculo do Gradiente

Mudanças bruscas de intensidade podem ser localizadas através das derivadas da imagem pois, no cálculo, mudanças em funções contínuas podem ser descritas por derivadas (SONKA *et al.*, 2008). Considerando a convolução bidimensional apresentada no estágio anterior, a imagem uniformizada é separada nas direções x e y utilizando as seguintes equações:

$$dx(x, y) = \frac{-x}{2\pi\sigma^4} e^{-\frac{(x^2+y^2)}{2\sigma^2}} \quad (2.4)$$

$$dy(x, y) = \frac{-y}{2\pi\sigma^4} e^{-\frac{(x^2+y^2)}{2\sigma^2}} \quad (2.5)$$

Em seguida, calcula-se a magnitude do gradiente somando-se as magnitudes nas direções x e y utilizando a equação:

$$mag(x, y) = \sqrt{dx^2 + dy^2} \quad (2.6)$$

Por fim, encontra-se a direção da borda por meio da equação:

$$dir(x, y) = \arctg\left(\frac{dy(x, y)}{dx(x, y)}\right) \quad (2.7)$$

Supressão Não-Máxima

Essa etapa consiste em eliminar os *pixels* não máximos-locais, analisando a vizinhança de cada *pixel*, na direção do gradiente. Os objetivos são (1) minimizar a distância entre a borda encontrada e a borda real e (2) reduzir a espessura da

borda. Sendo assim, simplificada, o algoritmo de supressão numa janela 3x3 pode ser definido por:

- Definição da direção do gradiente do *pixel* central $c(x, y)$;
- Comparação do valor de $c(x, y)$ com o valor de seus vizinhos nas direções positiva e negativa do gradiente;
- Caso o valor desse *pixel* não seja o maior dos 3, suprima esse valor.

Limiarização por Histerese

A histerese é o método utilizado pelo algoritmo de Canny para realizar a limiarização da borda da imagem, que consiste em utilizar dois limiares, um inferior e outro superior. Os *pixels* com intensidade abaixo do limiar inferior são considerados não bordas e, os *pixels* com intensidade acima do superior, são considerados bordas, já que os pontos que apresentam gradientes com maiores intensidades têm maior probabilidade de corresponderem à bordas reais.

Os *pixels* intermediários são analisados de acordo com a vizinhança. Nessa análise se, seguindo uma cadeia de *pixels* (sua vizinhança e seus vizinhos em 3x3 ou 5x5) for identificado que essa cadeia está conectada a um “*pixel* borda”, ele é considerado borda. Senão, ele é considerado não borda.

O método de Canny foi aplicado no passo 4 da Seção 3.2.4 para gerar o mapeamento de bordas utilizado pela transformada de Hough, técnica discutida na próxima seção. A Figura 2.9 ilustra a utilização dessa técnica neste trabalho.

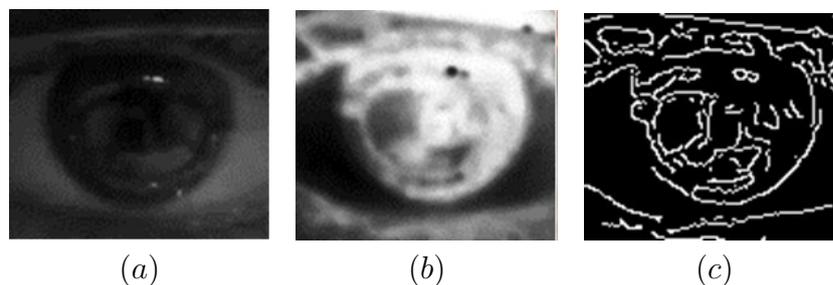


Figura 2.9: Ilustração da aplicação do método de Canny. (a) Imagem em níveis de cinza. (b) Imagem melhorada através da aplicação de outras técnicas. (c) Imagem resultante da aplicação do método de Canny.

2.4.5 Transformada de Hough

A transformada de Hough é um dos métodos matemáticos mais utilizados para detecção de elementos que podem ser parametrizados (linhas, círculos, elipses, entre outros). Ela foi proposta por Paul Hough no início dos anos 60, patenteada pela IBM e reformulada computacionalmente por Duda e Hart (1972).

Uma vez gerado o mapa de bordas da imagem, podem ser realizados procedimentos computacionais para completá-las, se necessário, e interpretá-las, com o objetivo de extrair as partes desejadas. Nessa dissertação, a transformada de Hough foi utilizada após a detecção das bordas obtidas pelo método de Canny, para localizar os limbos de ambos os olhos.

Esse método requer uma boa localização das bordas dos objetos de interesse. O princípio da transformada de Hough é mapear cada ponto (x, y) da imagem de bordas para um espaço paramétrico (espaço de Hough) através de uma transformação executada por meio de alguma equação paramétrica. As equações paramétricas utilizadas são baseadas em senos e cossenos. Assim, cada ponto pertencente a uma mesma curva na imagem de bordas é mapeado em uma curva no espaço paramétrico, e essas curvas se entretecem num único ponto do espaço de parametrização da curva procurada.

Computacionalmente, o intervalo no espaço real de parâmetros corresponde a uma posição em uma matriz de inteiros, utilizada para fazer a representação desse espaço. Cada ponto da imagem que satisfizer a equação paramétrica utilizada incrementa em uma unidade o contador correspondente a sua posição na representação discretizada. Assim, a matriz também pode ser chamada de matriz acumuladora. Ao final do processo, a quantidade acumulada em cada posição da matriz corresponderá à probabilidade daquele contador corresponder aos parâmetros da curva descrita na imagem.

Para encontrar regiões circulares por meio da transformada de Hough pode-se utilizar a equação do círculo:

$$r^2 = (x - x_o)^2 + (y - y_o)^2 \quad (2.8)$$

onde x_o e y_o correspondem às coordenadas cartesianas do centro do círculo nas direções x e y , respectivamente, e r corresponde ao raio. No entanto, para efeitos

computacionais, é mais adequado utilizar a forma polar:

$$x_o = x - \rho \cos(\theta) \quad (2.9)$$

$$y_o = y - \rho \sin(\theta) \quad (2.10)$$

onde (ρ, θ) são as coordenadas polares do círculo. Neste algoritmo, geralmente um intervalo de raios é utilizado. Para cada tamanho de raio, são calculados possíveis coordenadas de centro, para ângulos no intervalo de $(0, 2\pi)$. A matriz acumuladora $M(x_o, y_o, \rho)$ possui 3 dimensões correspondendo aos parâmetros da equação, sendo os dois primeiros correspondentes à localização do centro e o outro correspondendo ao tamanho do raio.

A transformada de Hough foi aplicada no passo 5 da Seção 3.2.4 para realizar a localização do círculo correspondente ao limbo, ilustrado na Figura 2.10.



Figura 2.10: Transformada de Hough sendo utilizada para localizar o limbo. (a) Mapa de bordas gerado após a aplicação do método de Canny. (b) Localização do círculo utilizando a transformada de Hough. (c) Localização do limbo.

2.4.6 Limiarização

As razões essenciais para a classificação de *pixels* por nível de cinza é que os *pixels* que apresentam níveis semelhantes em uma região próxima geralmente pertencem ao mesmo objeto e reduzir a complexidade dos dados simplifica muitos procedimentos de reconhecimento e classificação (PARKER, 2011). Uma das formas mais simples de segmentação consiste no processo de limiarização ou *thresholding*.

As principais vantagens da limiarização consistem na baixa complexidade e necessidade de pouco poder de processamento. Ela pode ser utilizada quando a

imagem possui um histograma com distribuição bimodal, ou seja, para separar duas regiões (fundo e objeto) de uma imagem com histogramas bem distintos. Visualmente, a imagem apresenta um histograma com 2 picos e 1 vale.

Matematicamente, a operação de limiarização pode ser descrita como uma técnica de processamento de imagens na qual uma imagem de entrada $f(x, y)$ de N níveis de cinza produz como saída uma imagem $g(x, y)$, chamada de imagem limiarizada, cujo número de níveis de cinza é menor que N . Normalmente, $g(x, y)$ apresenta 2 níveis de cinza, sendo:

$$g(x, y) = \begin{cases} 0 & \text{se } f(x, y) < T \\ 1 & \text{se } f(x, y) \geq T \end{cases} \quad (2.11)$$

onde os *pixels* rotulados com 1 correspondem aos objetos e os *pixels* etiquetados com 0 correspondem ao fundo (*background*) e T é um valor de tom de cinza pré-definido, ao qual denominamos limiar (FILHO; NETO, 1999).

Essa técnica foi aplicada com o objetivo de isolar as regiões mais escuras na etapa de localização da pupila, conforme descrito na Seção 3.2.3. A Figura 2.11 ilustra essa técnica sendo aplicada.

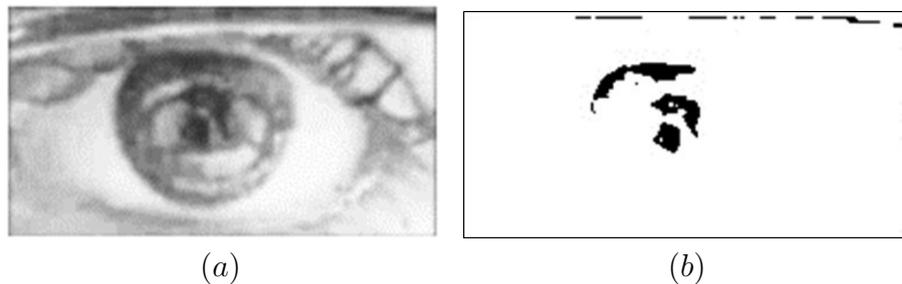


Figura 2.11: Ilustração da aplicação da técnica de limiarização. (a) Imagem pré-processada com outras técnicas. (b) Imagem resultante após a aplicação da técnica de limiarização.

2.4.7 Morfologia Matemática

”Morfologia” significa a forma ou a estrutura de um objeto, ou arranjos e inter-relações entre as partes de um objeto. A morfologia está relacionada com a forma e a morfologia matemática é uma maneira de descrever ou analisar a forma de um objeto digital, na maioria das vezes rasterizado (PARKER, 2011).

A morfologia matemática é uma ferramenta utilizada para extrair componentes das imagens que são úteis na representação e na descrição da forma de uma

região, como fronteiras, esqueletos e o fecho convexo, através de pré ou pós-processamento, como a filtragem morfológica, afinamento e poda (GONZALES; WOODS, 2010).

Essa técnica usa a geometria de pequenos conjuntos conectados de *pixels* para realizar tarefas que são úteis em regiões de processamento dentro de imagens. Esses conjuntos, denominados elementos estruturantes, interagem com os objetos da imagem modificando suas formas.

Algumas utilidades da morfologia são: (1) contagem ou marcação de regiões conectadas em imagens, (2) preenchimento de pequenos buracos e (3) suavização ou redução de fronteiras. Essas são funções importantes para alguns tipos de processamento de visão, e alguma forma de processamento morfológico é quase sempre um passo no processo de localizar e reconhecer objetos em imagens (PARKER, 2011).

A morfologia matemática tem por base a teoria dos conjuntos. Em uma imagem binária em que se considere que o fundo é apresentado pela cor preta, os objetos consistem em conjuntos de *pixels* brancos conexos, e cada *pixel* é um elemento representado pela sua coordenada (x, y) . Então, operações básicas da teoria dos conjuntos são aplicadas entre esses objetos e um elemento estruturante que translada sobre a imagem. Os princípios que definem a natureza da transformação que os objetos sofrerão são: (1) forma e (2) dimensões do elemento estruturante e (3) tipo da operação realizada.

Duas operações morfológicas básicas são as operações de erosão e dilatação. A operação de erosão em imagens binárias pode ser definida pela Equação 2.12. Segundo essa equação, a erosão de A por B é o conjunto de todos os pontos z de forma que B , transladado por z , está contido em A (GONZALES; WOODS, 2010).

$$A \ominus B = \{z | (B)_z \subseteq A\} \quad (2.12)$$

Seja \hat{B} a reflexão de B em torno de sua origem, seguido de uma translação dessa reflexão em z . A operação de dilatação em imagens binárias é definida pela Equação 2.13, na qual a dilatação de A por B é o conjunto de todos os deslocamentos, z , de forma que \hat{B} e A se sobreponham pelo menos por um

elemento (GONZALES; WOODS, 2010).

$$A \oplus B = \{z | (\hat{B})_z \cap A \neq 0\} \quad (2.13)$$

A operação de dilatação aumenta o volume dos objetos presentes na imagem através da expansão de suas fronteiras, normalmente sendo utilizada para preencher lacunas ou conectar objetos. Já a operação de erosão diminui o volume dos objetos, sendo muito utilizada para remover pequenos objetos ou desconectar objetos.

Podem ser realizadas combinações dessas técnicas através de repetições ou alternância entre elas. No segundo caso, observamos a origem de mais duas técnicas, abertura e fechamento. A abertura corresponde à execução de uma erosão seguida por uma dilatação utilizando o mesmo elemento estruturante. A operação seguindo a ordem inversa denomina-se fechamento. A primeira delas pode ser utilizada para remoção de ruídos e suavização do contorno dos objetos. Já a segunda pode ser utilizada para preencher lacunas ou descontinuidades dos objetos. No entanto, essas duas últimas operações tendem a manter o volume dos objetos.

A combinação das operações morfológicas erosão e dilatação (ou simplesmente abertura) foi aplicada com o objetivo de remover pequenas estruturas na imagem e restaurar o volume das estruturas restantes, nas etapas de localização da pupila (Seção 3.2.3) e detecção do oclisor (Seção 3.2.5). A Figura 2.12 ilustra a aplicação dessa técnica na etapa de localização da pupila.

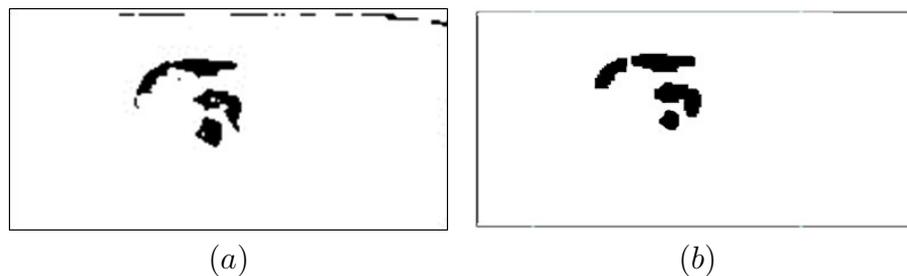


Figura 2.12: Ilustração da aplicação da técnica abertura para remoção de pequenas estruturas e restauração do volume das restantes. (a) Imagem pré-processada com outras técnicas. (b) Imagem resultante após a aplicação da técnica abertura com um elemento estruturante 3x3.

2.4.8 Filtro Diferença de Gaussianas

Em processamento de imagens, o filtro gaussiano calcula a média ponderada dos valores dos *pixels* de uma determinada vizinhança para operar a suavização daquela região, como visto na Seção 2.4.4. O filtro da Diferença de Gaussianas (DOG - *Difference of Gaussians*) é um filtro convolucional do tipo passa-banda⁷ comumente utilizado para realce de bordas. No entanto, esse filtro também opera como filtro de suavização por atenuar as altas frequências. O filtro DOG é utilizado como uma aproximação do laplaciano da gaussiana (GRAUMAN; LEIBE, 2011; BURGER; BURGE, 2013), pela sua separabilidade e menor complexidade.

Escrevendo a distribuição gaussiana na forma padrão conforme a Equação 2.3 descrita na Seção 2.4.4, o filtro DOG pode ser descrito como a diferença de duas funções gaussianas escaladas, tal qual:

$$D(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma_2^2} \varrho \frac{-(x^2+y^2)}{2\sigma_2^2} - \frac{1}{2\pi\sigma_1^2} \varrho \frac{-(x^2+y^2)}{2\sigma_1^2} \quad (2.14)$$

onde σ_1 e σ_2 representam os desvios padrão das funções gaussianas. Para que o filtro DOG obtenha ótima performance como filtro passa-banda, permitindo localizar as bordas de forma eficiente, a razão entre os dois valores de sigma deve ser mantida a 1.6 (BANGALORE *et al.*, 2010).

Essa técnica foi utilizada no pré-processamento dos olhos no passo 2 da etapa de localização do limbo (Seção 3.2.4), para facilitar no processo de detecção de bordas. A ilustração da aplicação dessa técnica já foi apresentada na Figura 2.7.

2.4.9 Template Matching

Template Matching é uma técnica de processamento de imagens que tem por objetivo encontrar partes da imagem que correspondam a uma determinada imagem modelo (BALLARD; BROWN, 1982). Em outras palavras, uma imagem modelo $T(x_t, y_t)$, que contém o objeto de interesse, é transladada sobre uma imagem $S(x, y)$. A cada translação, um valor de similaridade é calculado e é verificado se o resultado satisfaz um limiar que determina se a porção atual da imagem corresponde ou não ao objeto buscado.

⁷Filtro passa-banda é um filtro que permite a passagem das frequências de uma certa faixa e rejeita (atenua) as frequências fora dessa faixa.

A evolução do uso de métricas simples, como a diferença quadrática, para métricas mais sofisticadas, como as baseadas em correlação, resultou em mais acurácia e em maior robustez quanto a problemas relacionados a iluminação. No entanto, isso resultou também em um maior custo computacional. Segundo Kaebler e Bradski (2013), para determinar qual das métricas utilizar devem ser realizados testes no problema específico em que a técnica será aplicada.

O Coeficiente de Correlação é uma métrica sofisticada que combina um *template* T relativo à sua média de valores de *pixels* com uma subimagem I relativa à sua média de valores de *pixels*. Um casamento perfeito terá uma resultante igual ao valor 1, uma correlação neutra será indicada pelo valor 0 e uma completa dissimilaridade será indicada pelo valor -1. Esse coeficiente é determinado pelas equações:

$$R_{ccoeff}(x, y) = \sum_{x', y'} [A(x', y')B(x + x', y + y')]^2 \quad (2.15)$$

onde $A(x', y')$ é definido pela equação:

$$A(x', y') = T(x', y') - \frac{1}{(w \cdot h) \sum_{x'', y''} T(x'', y'')} \quad (2.16)$$

e $B(x', y')$ é definido pela equação:

$$B(x', y') = I(x + x', y + y') - \frac{1}{(w \cdot h) \sum_{x'', y''} I(x + x'', y + y'')} \quad (2.17)$$

onde as variáveis w e h são largura (*width*) e altura (*height*), respectivamente, de T e de I .

Para alcançar uma maior robustez em relação à variação de iluminação, problema comum em processamento de vídeos, uma opção é utilizar a versão normalizada dessa métrica. Para tanto, basta dividir a equação anterior pelo fator de normalização, que pode ser descrito pela equação:

$$N(x, y) = \sqrt{\sum_{x', y'} T(x', y')^2 \cdot \sum_{x', y'} I(x + x', y + y')^2} \quad (2.18)$$

Neste trabalho, foi utilizado o Coeficiente de Correlação Normalizado, descrito pela Equação 2.15 dividida pela Equação 2.18. Essa técnica foi utilizada para

a realização do rastreamento ocular. O *template* utilizado corresponde à região pigmentada do olho e é gerado automaticamente a partir da segmentação realizada pelas etapas anteriores, como explicado na Seção 3.2.5. Devido ao tamanho do modelo utilizado, o desempenho da metodologia em vídeos não foi comprometido. Mais detalhes teóricos podem ser encontrados em Rodgers e Nicewander (1988) e Lewis (1995) e práticos em Kaebler e Bradski (2013).

2.5 Reconhecimento de Padrões

Entende-se por padrão as propriedades que possibilitam o agrupamento de objetos semelhantes dentro de uma determinada classe ou categoria, mediante a interpretação de dados de entrada, que permitam a extração das características relevantes desses objetos (TOU; GONZALEZ, 1981). Um conjunto de características comuns aos objetos de estudos forma o que denominamos de classe ou categoria. Assim, reconhecimento de padrões (RP) pode ser definido como o ato de agrupar objetos a partir de características extraídas destes, de modo que em cada grupo os objetos tenham alto grau de características similares entre si e que cada grupo tenha alto grau de características dissimilares entre si. Os algoritmos que realizam este mapeamento são denominados algoritmos de classificação ou classificadores.

Um sistema completo de RP consiste em três componentes principais: (1) um sensor, que realiza a aquisição das informações; (2) um mecanismo de extração de características, que realiza a discretização e construção do vetor de características e (3) um mecanismo de classificação, denominado classificador. Esse mecanismo pode ser supervisionado e não supervisionado. Na classificação supervisionada, o sistema aprende a reconhecer padrões representativos de cada classe através de uma base de conhecimento formulada, rotulada, treinada e disponibilizada a priori. Quando não se dispõe de parâmetros ou informações coletadas previamente à aplicação do algoritmo de classificação, o processo é denominado não supervisionado. Nesse caso, todas as informações de interesse são obtidas a partir das próprias amostras a serem rotuladas (PEDRINI; SCHWARTZ, 2008).

Uma das etapas mais importantes para o desenvolvimento de um sistema RP é a realização da seleção de características. As características selecionadas para

formar classes devem ter alto grau de relevância, isto é, não devem ser correlatas entre si, e devem ter alta taxa de discriminação entre os grupos, com a intenção de diminuir a dimensionalidade do vetor de características. O objetivo disso é proporcionar uma maior agilidade e um aumento da acurácia do processo de classificação, através da minimização da carga do classificador.

Após a seleção de características de cada objeto da população, a próxima etapa é atribuir um rótulo a cada vetor de características, formando as amostras. Os objetos são rotulados a partir do conhecimento humano. Na fase de treinamento, o classificador tenta gerar assinaturas que melhor distinguem as classes para cada rótulo pertencente ao conjunto de amostras. Esse processo é importante na fase de reconhecimento, que fará uso da assinatura para identificar se novas amostras não treinadas fazem parte de uma população específica (ALMEIDA, 2013).

Neste trabalho, foi utilizado Classificador em Cascata de Haar para realizar o reconhecimento dos olhos.

2.5.1 Classificador em Cascata de Haar

A utilização de classificadores em cascata capazes de reconhecer padrões de objetos em uma imagem tem demonstrado resultados robustos, eficientes e extremamente rápidos para a detecção de objetos em tempo real. Viola e Jones (2001) propuseram um método que utiliza uma estrutura de árvores de decisão degenerativa relacionada com os estudos de Amit *et al.* (1997) e Fleuret e Geman (2001), a qual foi chamada de cascata.

A idéia do classificador em cascata é utilizar uma sequência de classificadores, na qual cada um é ligeiramente mais complexo que o outro. Dessa forma, os objetos com maior teor de dissimilaridade são descartados nos estágios iniciais, que necessitam de menor poder computacional, e a computação mais complexa é reservada apenas para as regiões promissoras. Os objetivos dessa estratégia são: (1) otimizar o reconhecimento dos objetos, permitindo que apenas objetos com maior índice de similaridade sejam submetidos aos estágios de maior complexidade e (2) fornecer garantias estatísticas de que regiões descartadas provavelmente não conterão o objeto de interesse. A noção subjacente é que muitas vezes é possível determinar rapidamente em que parte da imagem um objeto deve ocorrer (TSOTSOS *et al.*, 1995; AMIT *et al.*, 1997; ITTI *et al.*, 1998).

Na tentativa de encontrar um objeto utilizando esse tipo de classificador, as subporções da imagem, em diversos tamanhos, são analisadas. Essas subporções são denominadas janelas de busca. O usuário define o tamanho mínimo, um valor Δ de deslocamento da janela na imagem nas direções horizontal e vertical, e um fator α de escalonamento da janela. Assim, toda vez que a janela de busca terminar de percorrer a imagem deslocando-se Δ *pixels* na horizontal primeiramente e depois na vertical, a imagem é percorrida novamente com um novo tamanho de janela.

O processo de geração (treino) do classificador segue um conjunto de metas de detecção e desempenho, ou seja, o conjunto de estágios deve garantir ao máximo uma alta taxa de detecção, com o mínimo de falsos positivos e mínimo tempo de execução. Porém, neste trabalho, foi utilizado um classificador já treinado para detecção dos olhos, ambos fornecidos pela biblioteca OpenCV (ITSEEZ, 2015). Como a etapa de treino não faz parte da metodologia deste trabalho, ela não será abordada.

Imagem Integral

Imagem Integral é uma representação intermediária da imagem que permite computar rapidamente características retangulares da imagem (VIOLA; JONES, 2001), sem trabalhar diretamente com os valores de intensidade dos *pixels*. Essa representação pode ser computada por algumas operações básicas. Uma grande vantagem dessa representação é que, uma vez formulada, as características derivadas podem ser computadas em qualquer escala ou localização na imagem, em tempo constante.

A Imagem Integral na localização de um *pixel* $P(x, y)$ contém a soma de todos os *pixels* acima e à esquerda desse ponto, incluindo ele. Isso pode ser descrito pela equação:

$$ii(x, y) = \sum_{x' \leq x, y' \leq y} i(x', y'), \quad (2.19)$$

onde $ii(x, y)$ é a imagem integral e $i(x', y')$ é a imagem original.

Características de Haar

Segundo Viola e Jones (2001), existem dois principais motivos para a utilização de características ao invés dos valores dos *pixels* diretamente. A razão mais comum é que as características podem agir para codificar o conhecimento do domínio que seja difícil de aprender, usando uma quantidade finita de dados de treinamento. A outra razão é que um sistema baseado em características funciona muito mais rápido do que um sistema baseado em *pixels*.

As características de Haar consistem em características retangulares que fazem lembrar a função Base de Haar, usada em Papageorgiou *et al.* (1998). Mais especificamente, são usadas 3 tipos de características:

- *Two-Rectangle*: consiste na diferença entre a soma dos *pixels* dentro de duas regiões retangulares. As regiões devem possuir o mesmo tamanho e forma, horizontalmente e verticalmente adjacentes;
- *Three-Rectangle*: consiste na soma dos *pixels* dentro de dois retângulos externos subtraídos da soma dos *pixels* contidos em um retângulo central; e
- *Four-rectangle*: consiste na diferença entre a soma dos *pixels* de dois pares diagonais de retângulos.

O classificador em cascata de Haar foi utilizado para localizar os olhos, como sub-etapas das etapas de detecção da região dos olhos e localização da pupila (Seções 3.2.2 e 3.2.3).

Materiais e Métodos

Neste capítulo, são descritos os procedimentos utilizados para a realização da detecção e diagnóstico automáticos do estrabismo. O processo é executado sobre vídeos digitais de pacientes submetidos ao exame *cover test*.

No decorrer deste capítulo, especifica-se a infraestrutura computacional utilizada nos experimentos; em seguida, apresenta-se a base de vídeos de pacientes utilizada nos testes. Na sequência, descrevem-se as etapas realizadas para alcançar os objetivos da metodologia.

3.1 Software e Hardware utilizados

Os métodos utilizados nessa dissertação foram implementados utilizando a linguagem Java. Ao todo, as ferramentas utilizadas foram:

- Eclipse IDE (*Integrated Development Environment*) (FOUNDATION, 2015): ambiente utilizado para o desenvolvimento;
- JRE 8 (*Java Runtime Environment*) (ORACLE, 2016): composto pela *Java Virtual Machine*, pelas classes de núcleo e bibliotecas da plataforma Java para suporte e ferramentas requeridas para aplicações de servidores;
- JDK 8 (*Java Development Kit*)(ORACLE, 2016): contém ferramentas para desenvolvimento, *debugging* e monitoramento de aplicações Java.
- OpenCV 2.4.11 (ITSEEZ, 2015): é uma biblioteca de visão computacional, possuindo módulos de processamento de imagens e reconhecimento de

padrões, além de várias estruturas de dados. Ela é liberada sob a licença BSD e, portanto, é gratuita para uso acadêmico ou comercial;

O computador utilizado para a implementação e testes da metodologia foi um *ultrabook* Dell Vostro 5460 com processador Intel Core i7-4510U 2.0 Ghz, 8GB de memória RAM DDR3 com sistema operacional Windows 7 para a programação. A câmera utilizada na aquisição dos vídeos do exame foi uma câmera Samsung Galaxy 2 de resolução de câmera de 16 *megapixels* e sistema operacional Android 4.4.

3.2 Metodologia Proposta

Para alcançar um diagnóstico confiável e com boa sensibilidade, é necessário identificar, a cada *frame*, o quanto o olho se movimenta involuntariamente ao ser aplicado o *cover test*. Para satisfazer essa condição, a metodologia proposta está organizada em 8 etapas, como ilustrado na Figura 3.1. As imagens de face utilizadas foram "borradas" nas regiões superior e inferior para preservar a identidade do paciente. Os números na imagem ajudam a guiar a sequência das etapas.

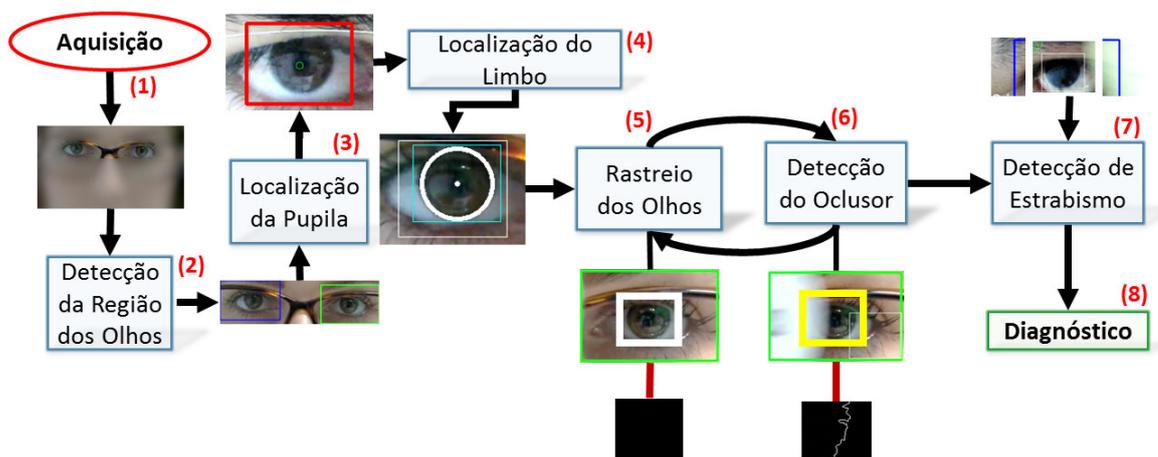


Figura 3.1: Fluxo da metodologia proposta para diagnosticar estrabismo através do *cover test*.

O procedimento consiste nos seguintes passos: (1) aquisição do vídeo; (2) processamento do vídeo para reduzir o espaço de busca através da delimitação das regiões dos olhos; (3) identificação da localização da pupila e, com esse

conhecimento, uma redução do espaço de busca; (4) identificação da localização do limbo para obter suas dimensões, que serão usadas em cálculos posteriores (Seção 3.2.6); (5) inicialização do rastreo dos olhos; e (6) simultaneamente, detecção da presença ou ausência do oclutor na frente de cada olho.

Quando o oclutor alterna de um olho para outro, o movimento do olho que estava ocluído pode ser observado caso o paciente possua estrabismo. Neste momento, o movimento ocular é rastreado para aferir a magnitude do desalinhamento. A detecção e quantificação do deslocamento ocorre na etapa de detecção do estrabismo (7). Ela é seguida da etapa de diagnóstico (8), que consiste na classificação do tipo do estrabismo. As próximas seções detalham cada uma dessas etapas da metodologia.

3.2.1 Aquisição de Vídeos

Os vídeos de exame dos pacientes utilizados neste estudo foram adquiridos do Hospital da Universidade Federal do Maranhão, localizado na cidade de São Luís – MA, Brasil. Um protocolo para a aquisição dos vídeos foi estabelecido. A especificação do protocolo define que a distância entre o paciente e a câmera seja em torno de 50 cm. O paciente deve ter o olhar fixo na câmera e o rosto centralizado, sem retirar as lentes corretivas caso ele já as utilize. A câmera deve ser configurada para capturar uma resolução de vídeo de 1920 x 1080 *pixels* e razão de aspecto de 16:9, respectivamente, e configurações de *zoom* de 4x ou 5x. Ambas as configurações de *zoom* foram aplicadas com o objetivo de aumentar a base de vídeos e de validar a metodologia nas duas situações. A base de dados de vídeo é povoada com vídeos capturados de pacientes afetados apenas com o tipo XT de estrabismo horizontal. De acordo com alguns estudos, estrabismos horizontais são mais comuns (MAGRAMM; SCHLOSSMAN, 1990; CURTIS *et al.*, 2010). Outros estudos mostram que entre os tipos de estrabismo horizontais (XT e ET), o tipo mais comum varia de acordo com a localização geográfica (YU *et al.*, 2002; CHIA *et al.*, 2007; CURTIS *et al.*, 2010). Os pacientes que utilizavam lentes corretivas foram filmados com e sem elas. Os vídeos foram capturados dessa maneira para comparar os diagnósticos obtidos nessas diferentes situações com os diagnósticos fornecidos por um especialista independente. Ao todo, foram capturados 15 vídeos de 7 pacientes: 4 vídeos no qual o paciente utilizava lentes corretivas (1 adquirido

com *zoom* de 5x e 3 vídeos com *zoom* de 4x) e 11 vídeos sem a presença de lentes corretivas (4 vídeos adquiridos com *zoom* de 5x e 7 vídeos com *zoom* de 4x).

De acordo com o procedimento, uma vez iniciada a gravação, o especialista deve esperar no mínimo 5 segundos para introduzir o objeto oclisor na frente do olho do paciente. Isto é necessário para que seja capturado uma quantidade de *frames* suficientes para serem utilizados nas primeiras etapas da metodologia, antes do início da etapa de rastreamento dos olhos. O oclisor é inicialmente mantido na frente do olho esquerdo por um período de tempo de aproximadamente 2 segundos. Em seguida, o oclisor é movido para o olho direito, ocultando-o por cerca de 1-2 segundos. A alternância da oclusão, de olho a olho, continua por um mínimo de 5 iterações, para que a metodologia possa ser capaz de detectar o movimento (caso haja) de re-fixação do olho descoberto. Os vídeos possuem duração média de 17 segundos e a câmera realiza a captura na velocidade de 30 *frames* por segundo, ou seja, os vídeos possuem uma quantidade média de 510 *frames*.

A Figura 3.2 ilustra a aplicação do exame *cover test* em um paciente que utiliza lentes corretivas, seguindo o protocolo estabelecido.



Figura 3.2: Exame *cover test* sendo aplicado em um paciente.

3.2.2 Detecção da Região dos Olhos

Durante esta etapa, nós identificamos regiões fixas que definem os limites no qual cada olho está localizado. Vários conjuntos de coordenadas que definem as localizações dos olhos são coletadas e as regiões são definidas pelas coordenadas máximas e mínimas de cada olho, calculadas através da amostragem de coordenadas. Esse procedimento é executado para reduzir o espaço de busca. A detecção consome 9 *frames*, no qual, baseado em testes empíricos, são suficientes para alcançar o objetivo desta etapa.

Para reduzir o custo computacional, a resolução do vídeo é reduzida em 50% (960 x 540 *pixels*). Essa redução mantém a proporção dos *frames* e não compromete o algoritmo. Em seguida, a imagem é convertida para níveis de cinza, e então é utilizado o classificador em cascata de Haar (Seção 2.5.1) utilizando um objeto classificador pré-treinado, fornecido pela biblioteca OpenCV, para detectar os olhos do paciente. Então, duas áreas são identificadas, uma que contém a localização do olho esquerdo e outra área que contém a localização do olho direito.

Após os olhos serem detectados no intervalo de 9 *frames*, compara-se a coordenada x do canto superior esquerdo de ambos os olhos para identificar o olho esquerdo e o olho direito. As localizações mínimas e máximas de cada olho são armazenadas em memória. Estes valores delimitam a área máxima no qual os olhos foram detectados. Assim, têm-se as regiões dos olhos delimitadas, conforme mostra a Figura 3.3.

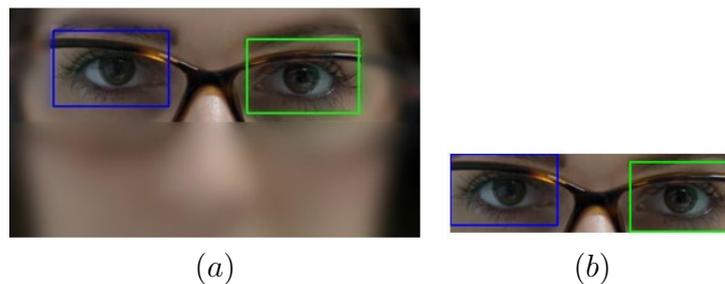


Figura 3.3: Ilustração das regiões dos olhos delimitadas. (a) Imagem Original e (b) regiões dos olhos delimitadas.

3.2.3 Localização da Pupila

O próximo passo na metodologia proposta é localizar a pupila. A pupila é a região escura, ou orifício, localizado no centro do olho, e controla a quantidade de luz que entra nos olhos (Seção 2.1). Nesta etapa, o objetivo é identificar o centro de cada olho detectado, ao qual corresponde à região mais escura. A Figura 3.4 mostra o fluxo que descreve esta etapa. Os números indicam a sequência dos passos.

Primeiramente o classificador em cascata de Haar é aplicado sobre cada região detectada na etapa anterior (1). Em seguida, 10% da parte superior de cada janela

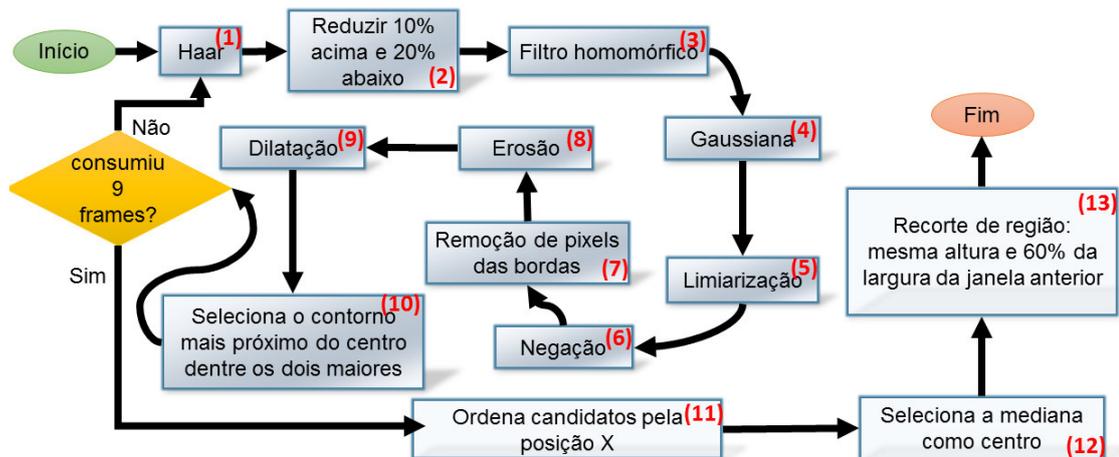


Figura 3.4: Fluxo seguido pela etapa de localização da pupila. Os números correspondem aos resultados mostrados na próxima figura.

e 20% da parte inferior de cada janela, respectivamente, são descartados para reduzir as regiões de pele (2). Estes valores foram determinados através de testes empíricos sobre todos os *frames* e vídeos da base. Em trabalhos posteriores, a base será aumentada e esses valores serão testados novamente. No entanto, como essas porcentagens representam regiões pequenas e o classificador em cascata de Haar retorna regiões de similar localização no rosto humano, não é esperado encontrar problemas para esse passo específico. Então, são aplicadas as seguintes técnicas: filtro homomórfico (3) (Seção 2.4.2) para aumentar o contraste local, filtro da gaussiana (4) (Seção 2.4.4) para suavizar possíveis ruídos gerados pelo filtro homomórfico, limiarização (5) (Seção 2.4.6) para isolar as regiões mais escuras e negação¹ (6) para transformar as estruturas isoladas do plano de fundo para o primeiro plano. O passo (6) é necessário para preparar as estruturas para os passos subsequentes.

São removidos do resultado os *pixels* das bordas do *frame* num raio de 10 *pixels* (7), um pequeno número em relação às dimensões do *frame*. Então, são aplicadas as operações morfológicas de erosão (8) e dilatação (9) (Seção 2.4.7) para eliminar pequenos contornos e restaurar os demais, utilizando um retângulo 3x3 como elemento estruturante. Dessa forma, podem ser eliminados possíveis intersecções entre contornos formadas por contornos menores. Logo após, dentre os dois maiores contornos, é selecionado o contorno mais próximo do centro da região

¹A operação de negação binária em uma imagem consiste em substituir o valor de intensidade máxima em um *pixel* pelo valor de intensidade mínima, e vice-versa.

como candidato a pupila (10). Para obter os contornos da imagem resultante, foi utilizado o algoritmo de Susuki e Abe (1985), implementado pela biblioteca OpenCV.

Ao final desta etapa, há nove candidatos correspondendo aos nove *frames* processados e eles são ordenados de acordo com o valor da coordenada x (11). Em seguida, é identificado o candidato mediano como o centro da pupila (12). A partir daí, é selecionada uma área retangular cujas dimensões correspondem a 60% da janela de detecção do olho no eixo x e 100% em y , centralizada no centro da pupila. Estas dimensões também foram estabelecidas com base em testes empíricos realizados nos vídeos da base. Não houve redução em y porque a área em relação a altura já foi reduzida satisfatoriamente. A Figura 3.4 mostra o resultado de cada passo desta etapa. Os números da Figura 3.4 correspondem as etapas mostradas na Figura 3.5.

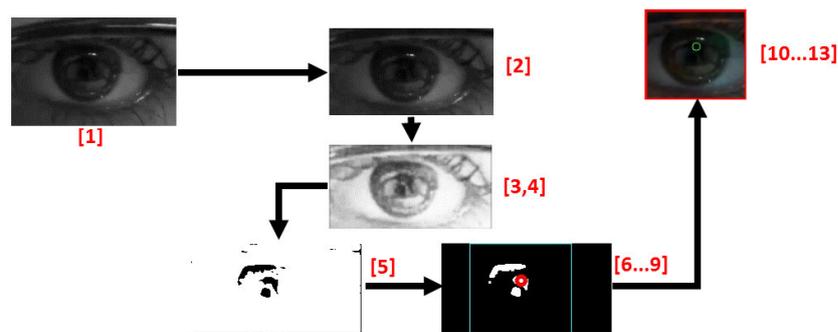


Figura 3.5: Aplicação da metodologia de localização da pupila. As demarcações circulares referem-se à pupila. A numeração é correspondente às etapas mostradas na Figura 3.4.

3.2.4 Localização do Limbo

Com o sucesso das etapas anteriores, é realizada a localização do limbo, que é a região do olho que separa a esclera (região esbranquiçada) da íris (região pigmentada) (Seção 2.1). A Figura 3.6 mostra o fluxo desta etapa.

Primeiramente, a imagem é convertida de RGB para níveis de cinza (1) e é aplicado no resultado o filtro DOG (2) (Seção 2.4.8) com o objetivo de suavizar e realçar as bordas da imagem. Em seguida, é realizado o melhoramento do contraste da imagem, utilizando a técnica de equalização de histograma (3) (Seção 2.4.1), e as bordas são detectadas através do método de Canny (4) (Seção 2.4.3).

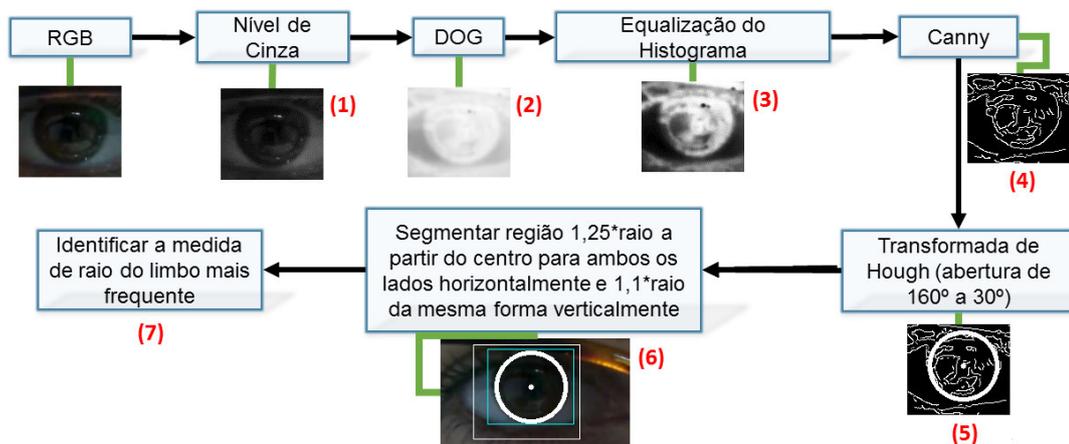


Figura 3.6: Fluxo da etapa de localização do limbo. Na imagem do passo 6, a demarcação mais externa refere-se à segmentação da etapa anterior e, a mais interna, desta etapa.

Devido a característica circular do limbo, foi utilizada a transformada de Hough (Seção 2.4.5) para localizá-lo. A eficiência da transformada de Hough é dependente da boa localização das bordas do objeto de interesse. Assim, a transformada de Hough é aplicada na imagem com os parâmetros configurados para buscar um arco de círculo que corresponde aos *pixels* de borda no intervalo de 160° a 30° (sentido anti-horário, totalizando uma abertura de 230°), ignorando os *pixels* localizados fora desse intervalo de abertura na contagem do vetor de acumulação (5). Com a realização desse procedimento, a influência das pálpebras na localização do limbo ao aplicar a transformada de Hough é reduzida. Posteriormente, a partir do centro do limbo detectado, é segmentada uma região com as seguintes dimensões: $1,25 \times$ raio para ambos os lados horizontalmente e $1,1 \times$ raio verticalmente (6) para ambos os lados. As medidas de raios utilizadas nesse passo corresponde aos raios dos limbos detectados. Esses valores foram escolhidos para que as regiões pudessem ser segmentadas sem cortar partes das fronteiras do limbo (segmentação representada pelo quadrado mais interno encontrado no passo 6 da Figura 3.6). Essa região será utilizada como *template* na etapa posterior (Seção 3.2.5).

A etapa de localização do limbo termina em um intervalo de nove *frames* e nove medidas de raio limbo são extraídas. Este intervalo precisa ser pequeno devido à quantidade de *frames* consumidos nas etapas anteriores e *frames* que ainda serão utilizados nas etapas seguintes. Ao fim do intervalo, é considerada como a medida de raio do limbo (em *pixels*) o valor com maior frequência (7). Vale

ressaltar que, para um mesmo objeto contido em sucessivos *frames*, é possível obter diferentes bordas geradas para aquele objeto quando é aplicado qualquer método de detecção de bordas, devido às variações de iluminação no ambiente, causando variação nas intensidades dos *pixels*. Como resultado, quando a transformada de Hough é aplicada, variações de localização e tamanho do objeto detectado podem ocorrer, pois a transformada de Hough usa o mapa de bordas gerado. Entretanto, a metodologia não foi impactada por tais anomalias e funcionou bem para os seus fins.

3.2.5 Rastreo dos Olhos e Detecção do Oclisor

Nesta etapa, é realizado o rastreamento ocular aplicando a técnica de *template matching* nas regiões dos olhos delimitadas (1). Esta técnica consiste na busca por regiões que correspondam a um determinado modelo ou objeto de interesse, dentro de uma imagem (Seção 2.4.9). Em resumo, os limbos direito e esquerdo, detectados na etapa anterior, consistem nos modelos. A Figura 3.7 mostra o fluxo seguido por esta etapa.

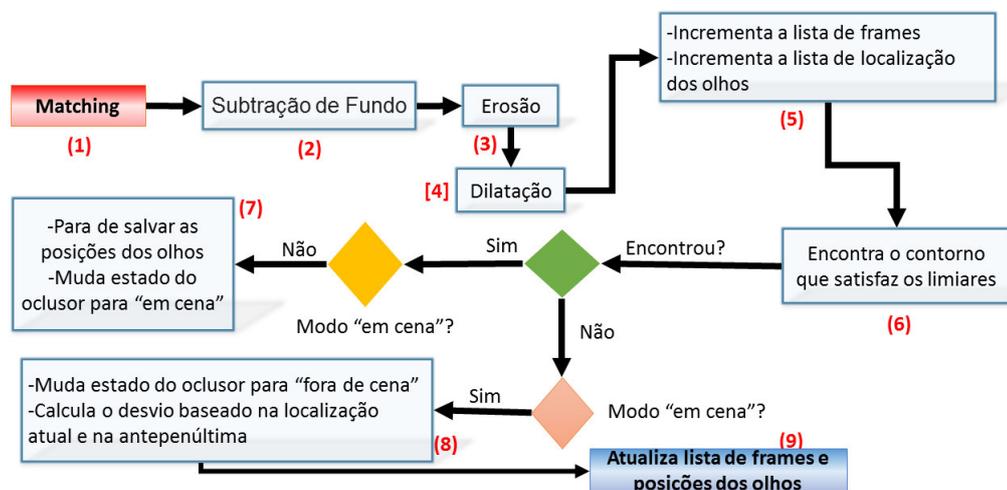


Figura 3.7: Fluxo da etapa de rastreo dos olhos.

Para cada região em que o limbo está presente, é aplicado o algoritmo de Kaewtrakulpong e Bowden (2002), para subtração de fundo (2), que visa destacar, em uma seqüência de imagens, objetos em movimento, novos objetos que podem ser introduzidos ou quaisquer outras diferenças entre duas imagens. A implementação desse algoritmo está contida na biblioteca OpenCV. Essa técnica

é aplicada para detectar o oclisor quando posicionado em frente do olho. As técnicas morfológicas de erosão (3) e dilatação (4) binárias, com um retângulo 3x3 como elemento estruturante, são aplicadas para remover pequenos contornos e reconstruir os contornos restantes, que sofreram redução de volume com a aplicação da erosão.

Frames e posições do limbo são extraídos a cada vez que um *frame* é processado (5). Também, é verificado se algum objeto satisfaz determinados limiares (6) (que serão explicados futuramente nessa seção) presente no resultado da subtração deste *frame* com o anterior. O resultado da subtração de fundo é uma imagem que representa as mudanças entre o *frame* anterior relativo ao *frame* atual. Isso é, se todos os objetos em ambos os *frames* são estáticos, o resultado será uma imagem vazia. Então, se existir algum objeto que satisfaça os limiares, a metodologia conclui que o oclisor está na cena (7). Estes limiares são utilizados devido ao algoritmo utilizado para subtração de fundo ser sensível a pequenas diferenças, tais como reflexos e sombreamentos gerados durante a aquisição dos vídeos, e eles não são objetos de interesse da metodologia. Estes limiares foram determinados baseado em observações durante o processamento dos *frames* dos 15 vídeos, verificando os resultados obtidos com aplicação da subtração de fundo. Mudanças no ambiente refletidas no paciente (sombreamento ocasionado pelo movimento do oclisor e da mão do especialista, iluminação irregular, reflexão do ambiente no olho do paciente) e piscadas ocasionais foram fatores considerados na especificação desses limiares.

Os limiares foram definidos por meio da verificação que, quando o oclisor entra em cena, seu contorno correspondente circundará as bordas da janela, que são menores que a área de oclusão. Assim, caso apareça algum contorno na imagem de diferença, conta-se, separadamente, o número de *pixels* localizados nas bordas horizontais e verticais da janela. Baseado em testes empíricos, foi estabelecido que a correlação de ao menos 10% da altura e 10% da largura da janela implica que o oclisor entrou ou ainda permanece em cena. Usando essa heurística, foram ignoradas diferenças geradas por reflexões ou o piscar de um paciente para que essas diferenças não sejam confundidas com o oclisor. A motivação por trás disso é que, normalmente, nesses casos, os *pixels* se concentram dentro da janela e não em suas bordas.

A Figura 3.8 ilustra a configuração padrão do contorno de um oclisor entrando e saindo da cena em uma sequência de 4 *frames*. A ilustração também mostra o resultado da aplicação do algoritmo de subtração de fundo utilizado nas regiões marcadas.

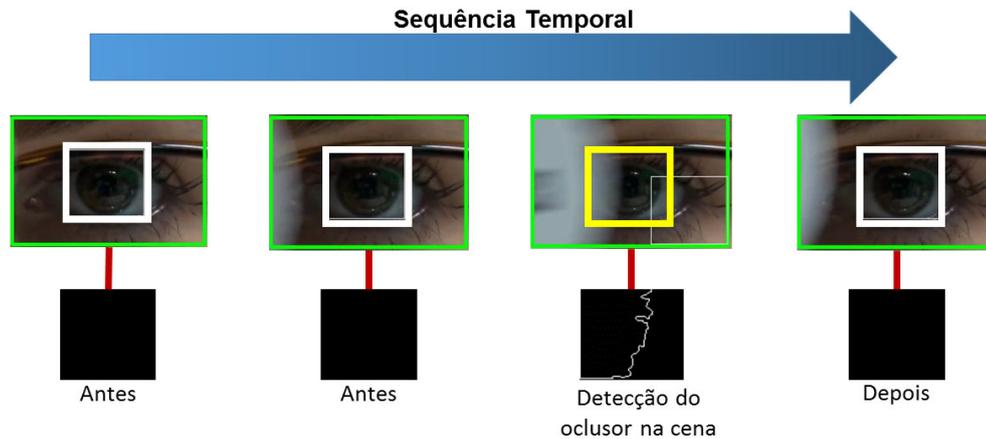


Figura 3.8: Cenário que descreve o oclisor entrando e saindo da cena em uma sequência de 4 *frames*. O terceiro quadro é o momento em que o oclisor é detectado pela metodologia.

A metodologia define dois estados para o oclisor: em cena e fora de cena. Inicialmente, seguindo o protocolo especificado na Seção 3.2.1, é esperado que o oclisor esteja sempre fora de cena. Assim, ao ser aplicada a subtração de fundo nos *frames* iniciais nos quais esta etapa for executada, não haverá diferenças na imagem resultante. Se, em *frames* subsequentes, for encontrado um contorno que satisfaça os limiares explicados anteriormente, é considerado que o oclisor entrou na cena e as posições dos olhos não são mais atualizadas (a posição do olho neste momento também não é salva). Quando, em algum *frame*, não for mais encontrado um contorno que satisfaça os limiares, a metodologia conclui que o oclisor saiu da cena (8). Assim, os *frames* e as posições dos olhos armazenadas em memória voltam a ser atualizados (9) e a metodologia segue para a próxima etapa.

3.2.6 Detecção e Diagnóstico de Estrabismo

As 5 posições dos olhos, anteriores à posição referente a entrada do oclisor na cena, são atualizadas a cada novo *frame*. Experiências empíricas mostraram que, nos *frames* imediatamente precedentes à oclusão parcial, a posição do olho a ser ocluído já pode ter sofrido uma pequena variação devido a presença do oclisor

na cena. Por isso, considera-se a posição inicial do olho como sendo a posição correlata ao terceiro *frame* antes do *frame* ao qual o ocluser foi detectado. Isso é razoável, uma vez que o que é relevante para o diagnóstico é somente o desvio após o ocluser sair da cena - o instante em que o desvio está maximizado. A Figura 3.9 ilustra os possíveis estados do ocluser uma vez que ele esteja em cena. As marcações quadrangulares internas em cada região dos olhos correspondem ao rastreamento ocular.

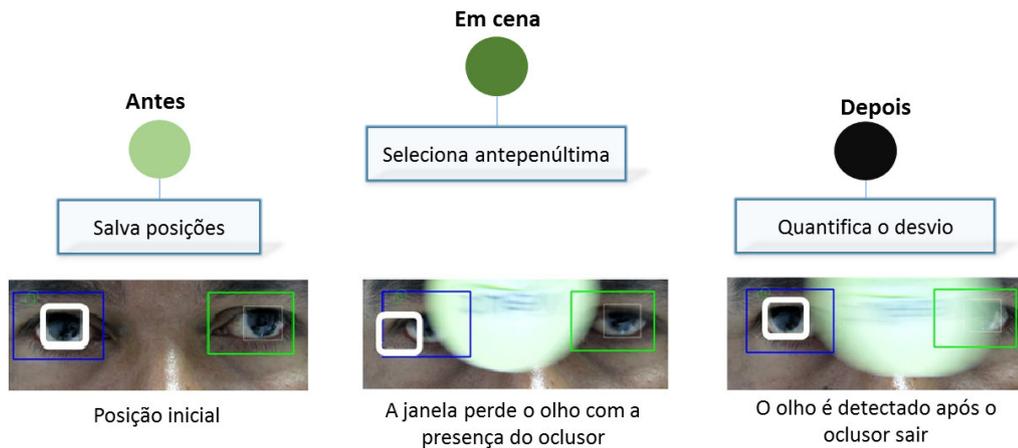


Figura 3.9: Possíveis estados do ocluser em relação à cena.

A posição do limbo no *frame*, no qual o ocluser deixa de ocluir um dos olhos, é comparada com a posição do limbo antes do ocluser entrar à frente dele. Ou seja, o desvio é calculado pela diferença absoluta da posição do limbo no instante anterior à entrada do ocluser na frente do olho (posição inicial), relativo a posição do limbo no instante em que o ocluser é alternado (passa de um olho a outro), instante em que o desvio fica aparente. Isto é expresso pelas equações:

$$DH_p = |x_i - x_f| \quad (3.1)$$

$$DV_p = |y_i - y_f| \quad (3.2)$$

onde x_i e y_i são as coordenadas iniciais do olho, antes do ocluser entrar em cena, x_f e y_f são as coordenadas do olho após o ocluser sair da cena, e DH_p e DV_p são os valores dos desvios horizontal e vertical respectivamente, em *pixels*. Quando há um desvio em quaisquer um dos olhos para quaisquer um dos lados, esse desvio é

detectado e calculado, convertendo o seu valor de *pixels* para dioptrias prismáticas (Δ : medida utilizada pelo especialista). Este cálculo é realizado aplicando a equação:

$$Dev_{\Delta} = (DE_{mm}/DE_p) * dpMM * Dev_p \quad (3.3)$$

onde DE_p corresponde ao valor do diâmetro do limbo detectado em *pixels*, DE_{mm} é o valor do diâmetro médio de um paciente adulto: 11mm (KHNG; OSHER, 2009), $dpMM$ é uma constante: 15Δ (SCHWARTZ, 2006) que representa o valor médio da relação dioptrias por milímetros, Dev_p representa valor do desvio calculado em *pixels* e, finalmente, Dev_{Δ} , que é o valor do desvio em dioptrias. Os valores são mantidos até a classificação do tipo do estrabismo ser determinada. Após a classificação, são selecionados os cinco valores relacionados ao tipo de estrabismo recentemente classificado. Então são excluídos o maior e menor valor do conjunto de valores de desvio e é calculada a média dos 3 restantes. O propósito da exclusão de duas das medidas (menor e maior) antes de calcular a média é realizada com o objetivo de descartar possíveis medidas incorretas geradas por problemas na aquisição, tais como efeitos fantasmas ou rastros do objeto em movimento, ao ocorrer a alternância do oclisor. A medida de desvio final do paciente é a média das medições de desvio calculadas de ambos os olhos.

O tipo do estrabismo pode ser classificado como (1) horizontal-esotropia (desvio para dentro), horizontal-exotropia (desvio para fora), ou (2) vertical-hipertropia (desvio para cima), ou vertical-hipotropia (desvio para baixo). Caso o paciente não possua estrabismo, ele é diagnosticado como ORTO (sem desvio). A classificação do tipo de estrabismo é realizada por voto majoritário. Assim, a cada ciclo que o oclisor completa (sai e retorna para frente do olho esquerdo do paciente), é verificado qual dos olhos (direito ou esquerdo) possui o maior desvio e esse é classificado de acordo com a sua orientação (horizontal ou vertical). Na conclusão dos 5 ciclos, o desvio com maior pontuação é considerado como o tipo de estrabismo do paciente. É realizado 5 ciclos nessa etapa para reduzir a possibilidade de empate nos votos. Desde que há 3 (os cinco totais menos os dois excluídos) possíveis medidas de desvio, há 3 possibilidades de diagnósticos para as direções vertical e horizontal.

Resultados e Discussões

Este capítulo apresenta e discute os resultados alcançados pelo método proposto. É considerado o conjunto de vídeos de pacientes em todas as etapas de execução da metodologia, a partir da etapa de redução da região dos olhos até a etapa de diagnóstico de estrabismo. Ao final, os resultados obtidos são validados através da comparação com os diagnósticos fornecidos por um médico especialista em estrabismo.

4.1 Detecção da Região dos Olhos e Localização da Pupila

Na primeira fase da metodologia, foi obtido 100% de acurácia na detecção da região dos olhos nos vídeos testados.

Já na fase posterior, dos 30 olhos presentes nos 15 vídeos, foi obtido 80% em boa localização horizontal da pupila; ou seja, a metodologia errou em 6 casos (6 olhos ou 3 pacientes). Entre esses, 4 ocorreram sem lentes corretivas e 3 com elas.

Os erros referentes aos 6 casos ocorreram em situações em que o paciente possuía olhos escuros pois, nesses casos, a cor da íris é similar a cor da pupila. Outra razão foi a influência de sombra decorrente de regiões do corpo do paciente que são próximas ao olho e sua posição em relação à fonte de luz na sala.

Entretanto, nos casos de erro, a íris foi localizada, o que permitiu a execução bem sucedida da próxima etapa da metodologia, uma vez que parte do limbo

ocular permaneceu presente na região. A Figura 4.1 exibe os resultados de um caso de sucesso na etapa de localização da pupila (Seção 3.2.3).

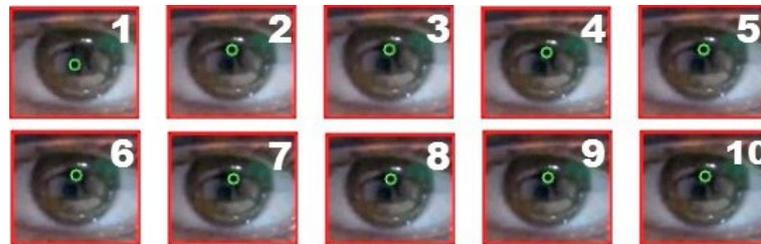


Figura 4.1: Pupila localizada com sucesso em um mesmo olho em 10 frames consecutivos. O círculo corresponde à marcação realizada pela metodologia.

A Figura 4.2 mostra um caso de erro. Nessa figura, é possível verificar que, apesar da metodologia ter errado em alguns *frames*, uma boa parte da região ocular permaneceu visível na região segmentada. Isso permitiu que se executasse a próxima etapa sem problemas. A Seção 4.2 ilustra esse cenário utilizando um dos *frames* da Figura 4.2.

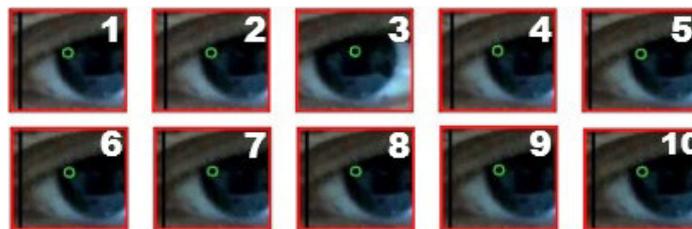


Figura 4.2: Caso de erro na localização da pupila em um mesmo olho em 10 *frames* consecutivos. O círculo corresponde à marcação realizada pela metodologia.

4.2 Localização do Limbo

Com a pupila localizada e a correspondente região segmentada (Seção 3.2.3), o limbo ou parte dele estará isolado suficientemente para o sucesso desta etapa. Nos testes realizados, foi alcançado 100% de acurácia na localização do limbo. Para configurações diferentes de *zoom*, os olhos podem aparecer maiores ou menores, proporcionalmente. Assim, é necessário que seja alterado os valores de raio mínimo e máximo nos parâmetros da transformada de Hough. O intervalo de valores que definem os tamanhos dos raios, mínimo e máximo, foram determinados

empiricamente. Dado que o protocolo da realização de aquisição dos vídeos tenha sido determinado, esse intervalo necessita ser definido apenas uma vez.

A Figura 4.3 ilustra a realização da localização do limbo usando as configurações de *zoom* 4x e 5x, demonstrando que os parâmetros de raio utilizados na imagem (a) não podem ser utilizados na imagem (b). Entretanto, ao modificar os valores, mínimo e máximo, de raios dos parâmetros da transformada de Hough na imagem (b), o resultado desejado foi alcançado, como ilustrado na imagem (c).

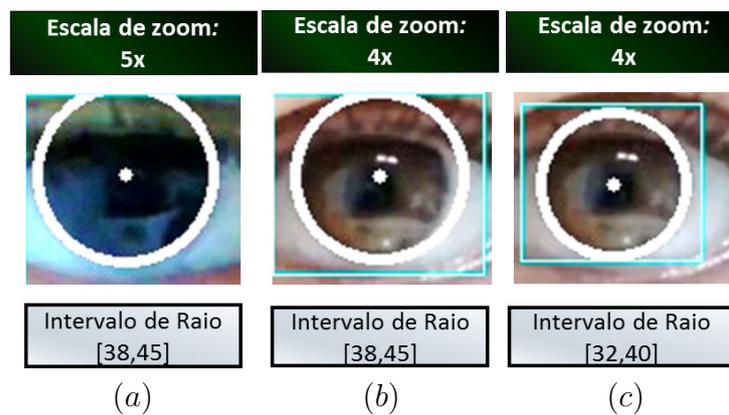


Figura 4.3: Localização do limbo realizado em diferentes configurações de *zoom* e diferentes intervalos de raio mínimo e máximo para detecção de círculos.

Se for observado o resultado do *frame* 1 na Figura 4.2, a Figura 4.4 mostra que, embora apenas uma parte do limbo seja visível na região segmentada, a metodologia segue com êxito para as etapas seguintes. Isso ocorre porque, como descrito na Seção 3.2.4, após a aplicação da transformada de Hough para detecção de círculos, uma subárea definida pelas seguintes medidas é selecionada: horizontal de 1,25 x raio para ambos os lados e vertical de 1,1 x raio, a partir do centro do círculo detectado. Essa segmentação é aplicada sobre a imagem original.



Figura 4.4: Ilustração da localização do limbo quando este não está totalmente visível.

4.3 Rastreo dos Olhos e Detecção do Oclisor

A etapa de rastreo foi executada com sucesso em todos os vídeos, ou seja, enquanto os olhos estiveram visíveis na cena, os movimentos oculares foram rastreados efetivamente. Isso é esperado uma vez que o limbo foi localizado em 100% dos *frames*.

Em relação à detecção do oclisor, a metodologia mostrou bons resultados, uma vez que essa etapa, juntamente com as etapas de localização do limbo e rastreo dos olhos, são essenciais para alcançar um diagnóstico preciso.

Entretanto, como mencionado anteriormente (Seção 3.2.6) efeitos fantasmas podem ocorrer durante a aquisição, em decorrência da rápida movimentação do oclisor. Isso pode interferir no diagnóstico, uma vez que, mesmo com a saída do oclisor, parte da cor do rastro deixado por ele se funde com a cor dos olhos, interferindo no rastreamento no frame em que ocorre. Para melhor entendimento, isto será mostrado e discutido com mais detalhes na próxima seção, juntamente com os resultados da Tabela 4.2 e ilustração da Figura 4.6.

4.4 Detecção e Diagnóstico de Estrabismo

A localização do limbo é necessária para calcular o valor do desvio em dioptrias prismáticas, utilizando a medida do diâmetro do limbo da imagem (Seção 3.2.6). Outro ponto importante a ser destacado é que a boa localização do limbo nos trará um modelo mais fiel do limbo do paciente, aumentando a sensibilidade da técnica do *template matching* e tornando, assim, a metodologia menos suscetível a erros na aferição da magnitude ou tipo de desvio do paciente. Portanto, para os vídeos atingirem esta etapa, é necessário que a entrada e saída do oclisor, na frente do olho, sejam detectados e que os olhos sejam rastreados com sucesso.

A acurácia do diagnóstico alcançado pela metodologia foi avaliada comparando-a com o diagnóstico apresentado pelo especialista. De acordo com os estudos de Choi e Kushner (1998), especialistas experientes estimaram desvios com erro médio de 5 a 10Δ . Considerando estes resultados em conjunto com a subjetividade da inferência do desvio utilizando o *cover test*, foi utilizada uma tolerância de erro de 10Δ para avaliar o valor estimado pelo método em relação às medidas do especialistas. Vale ressaltar também que a avaliação realizada

pelo especialista normalmente afere desvios em múltiplos de 5Δ desconsiderando desvios pequenos, abaixo de 10Δ , diagnosticando o paciente como ORTO.

Ao analisar a detecção do estrabismo para os vídeos da base e desconsiderando a tolerância de erro, foram obtidos 4 verdadeiros positivos, 0 falsos positivos, 10 verdadeiros negativos e 1 falso negativo. Verdadeiros positivos se referem aos pacientes que a metodologia classificou corretamente como estrábico. Falsos positivos se referem aos pacientes que a metodologia classificou como estrábico e estes foram classificados como normais pelo especialista. Para avaliação, utilizando as métricas de testes de diagnósticos especificidade, sensibilidade e acurácia (ZHU *et al.*, 2010), é verificado que a metodologia alcançou 80% de sensibilidade, 100% de especificidade e 93,33% de acurácia, respectivamente.

Quanto a aferição da magnitude dos desvios, a metodologia permaneceu dentro da tolerância de erro, ou seja, não houveram falhas. Considerando todos os vídeos, o maior erro obtido em relação a medida de desvio de um olho, separadamente, foi de $6,33\Delta$. As médias dos erros das medidas dos olhos direito e esquerdo de todos os pacientes foi de $2,62\Delta$ e $2,51\Delta$, respectivamente. A média do erro do diagnóstico foi de $2,57\Delta$. A Tabela 4.1 mostra os resultados obtidos para 13 vídeos e a Figura 4.5 ilustra graficamente a comparação entre as medidas obtidas pela metodologia e as fornecidas pelo especialista. Todos os pacientes dessa tabela foram diagnosticados com o tipo de estrabismo XT, de acordo com a Seção 3.2.1, e a metodologia confirmou esse diagnóstico, classificando todos os pacientes com tipo XT. As colunas estão organizadas da seguinte forma: (1) identificador de vídeo, (2) medidas finais fornecidas pela metodologia, (3) medidas fornecidas pelo especialista, (4) medidas dos desvios alcançados pela metodologia durante as 5 iterações nos tempos T1 a T5 (para cada ciclo que o oclutor completa passando, de um olho a outro), e (5) a média das medidas para os olhos direito e esquerdo. Todas as medidas presentes na tabela estão em Δ . Os resultados obtidos dos outros 2 vídeos são mostrados na Tabela 4.2, separadamente, e suas particularidades são discutidas mais adiante, nessa seção. O diagnóstico foi realizado como demonstrado na Seção 3.2.6.

Para o tipo de desvio, a metodologia errou em dois vídeos mostrados na Tabela 4.2. Entretanto, em ambos os casos, o erro está dentro da tolerância (10Δ), e a medida está dentro do intervalo para que o paciente seja considerado como ORTO

Tabela 4.1: Comparação das medidas (em Δ) obtidas pela metodologia com as fornecidas pelo especialista.

ID	Medidas		Olho Direito					Olho Esquerdo						
	Metodologia	Especialista	T1	T2	T3	T4	T5	Média	T1	T2	T3	T4	T5	Média
1	19,50	20	25	205	10	20	6	21,67	12	20	25	20	10	17,33
2	13,33	15	6	11	15	15	15	13,67	4	15	11	13	15	13,00
3	5,50	3	25	4	6	4	15	8,33	2	0	0	165	6	2,67
4	5,50	2	0	0	30	20	0	6,67	0	5	3	12	5	4,33
5	2,67	2	0	2	2	0	4	1,33	0	2	6	6	4	4,00
6	3,33	0	12	2	2	2	25	5,33	2	0	2	0	2	1,33
7	4,33	10	0	4	4	15	6	4,67	4	4	8	0	4	4,00
8	5,17	0	0	4	13	2	20	6,33	2	11	0	8	2	4,00
9	2,67	0	0	2	0	4	2	1,33	0	0	10	2	13	4,00
10	2,33	0	2	0	6	4	2	2,67	0	2	4	2	2	2,00
11	1,33	0	0	0	2	0	0	0,00	4	2	0	8	2	2,67
12	13,17	10	10	8	13	13	15	12,00	2	13	15	15	20	14,33
13	10,33	10	8	8	11	11	11	10,00	8	6	12	12	12	10,67

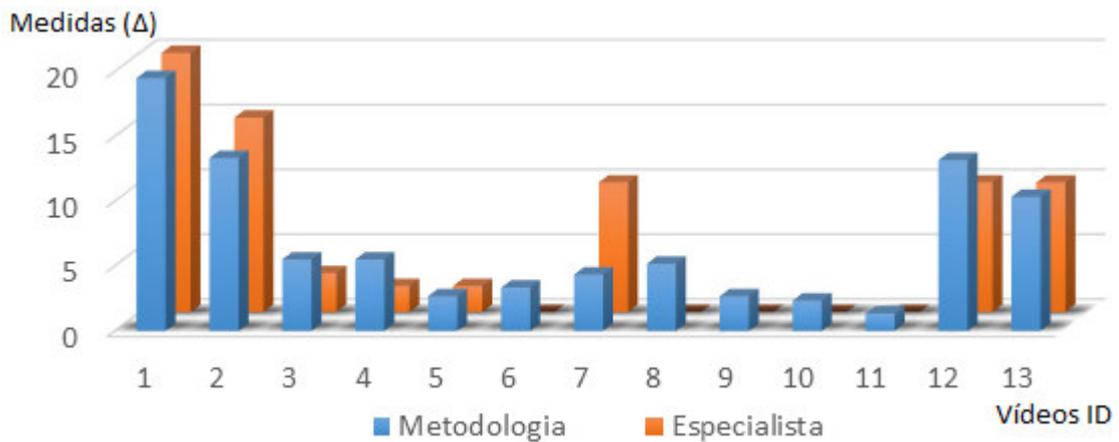


Figura 4.5: Gráfico comparativo entre as medidas fornecidas pelo especialista e as medidas obtidas pela metodologia.

(0Δ à 10Δ). Assim, caso fosse decidido classificar os pacientes com medidas abaixo de 10Δ como ORTO, não haveriam erros a considerar e o método atingiria uma precisão diagnóstica de 100%. Ademais, apesar de no mercado existir prismas de até 1Δ , normalmente os especialistas não se preocupam com desvios próximos de 0Δ ou valores fracionários. Desvios menores foram considerados para mostrar que o método consegue aferir desvios normalmente não aferidos pelos especialistas.

Se considerarmos os valores na Tabela 4.1 relacionados ao vídeo, tempo e lado do olho, como ocorrem no tempo T2 do olho direito no vídeo 1, tempo T4 do olho esquerdo no vídeo 4, tempo T5 do olho direito do olho direito no vídeo 5 e tempo

T5 do olho direito no vídeo 10, observa-se uma diferença significativa em relação aos valores vizinhos na linha horizontal.

Essas diferenças ocorreram devido aos efeitos fantasmas gerados pelo movimento do oclutor na aquisição dos vídeos, conforme mencionado anteriormente (Seções 3.2.6 e 4.3). A Figura 4.6 ilustra o ocorrido no tempo T2 do olho direito do vídeo 1. A marcação 1 corresponde ao rastreamento dos olhos, que perdeu o olho no momento em que o oclutor entrou em cena. Esse fato é esperado que aconteça pois, quando o oclutor entra na cena, o olho não é mais visível. Após a saída do oclutor, no entanto, o rastreamento ocular prossegue como habitualmente. A marcação 2 corresponde à região na qual é aplicado o algoritmo para subtração de fundo (Seção 3.2.5).

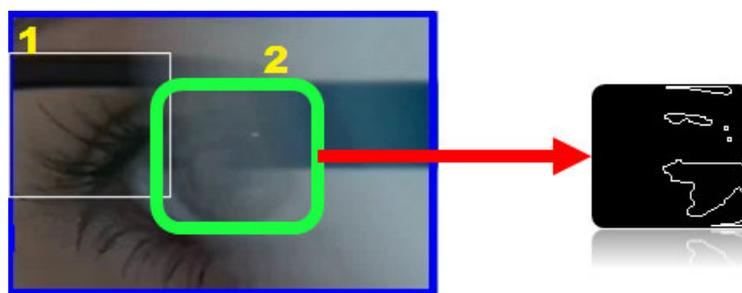


Figura 4.6: Dificuldade em detectar o oclutor devido ao efeito fantasma.

Nessa situação, a metodologia considerou que o oclutor estava fora da cena. Isso ocorreu devido aos limiares, descritos na Seção 3.2.5, não terem sido satisfeitos. As posições dos olhos, portanto, foram atualizadas, e a metodologia seguiu adiante para a etapa de detecção de estrabismo, gerando um erro na aferição de desvio.

Frames por segundo (FPS) mede o número de imagens consecutivas que uma câmera é capaz de capturar durante cada segundo decorrido (ROUSE, 2010). Portanto, se uma câmera tem uma especificação de 30 FPS, isso significa que os movimentos em intervalos de 0,03 e 0,06 segundos são perdidos.

Esse é o principal fator que explica o motivo das variações dos diagnósticos para um mesmo olho em momentos diferentes. Ao selecionar o valor para o tempo T1 do olho esquerdo no vídeo 2 na Tabela 4.1, por exemplo, o valor mais baixo em relação aos outros resulta do fato de que o movimento do oclutor não foi suavemente capturado entre os estados "dentro da cena" e "fora da cena". No

entanto, quando empregamos a estratégia de descartar as medidas mais altas e mais baixas e extrair a média dos 3 restantes, reduzimos a possibilidade do impacto desses casos no diagnóstico.

A etapa de diagnóstico da metodologia falhou em apenas dois vídeos (vídeos 14 e 15), devido a problemas de aquisição, que serão discutidos mais adiante nesta seção, junto com a Tabela 4.2. Para os dois vídeos, os diagnósticos fornecidos pelo especialista são XT para o tipo de estrabismo com um desvio de magnitude igual a 3Δ , ou seja, o maior desvio é horizontal. No entanto, a metodologia proporcionou seu diagnóstico considerando o estrabismo vertical como o maior desvio. A Tabela 4.2 mostra os desvios horizontais e os desvios verticais obtidos para os dois vídeos. Suas colunas são organizadas da seguinte maneira: identificador de vídeo, medidas e tipo do desvio fornecidos pelo especialista e pela metodologia, medidas obtidas pela metodologia nos tempos T1 a T5 (para cada vez que o oclisor passa na frente dos olhos), os valores de desvio médio extraídos do olho direito e esquerdo. Todas as medidas presentes na tabela estão em Δ . Para cada vídeo, a primeira linha mostra os valores calculados para o desvio vertical (V) e a segunda linha mostra os valores calculados para o desvio horizontal (H). É possível observar que a metodologia não classificou o tipo de estrabismo corretamente, ou seja, não identificou o desvio horizontal como o desvio de maior magnitude dentre ambos os olhos. No entanto, para ambos os vídeos, ela classificou corretamente o tipo de estrabismo horizontal (como XT) e aferiu magnitudes próximas aos valores fornecidos pelo especialista, ou seja, próximos de 3Δ .

Tabela 4.2: Resultados para o diagnóstico de estrabismo horizontal e vertical obtidos pela metodologia aplicada aos 2 vídeos que apresentaram erro de diagnóstico.

ID	Diagnóstico		Olho Direito						Olho Esquerdo					
	Especialista	Metodologia	T1	T2	T3	T4	T5	Média	T1	T2	T3	T4	T5	Média
14.V	-	2,67 HoT	0	10	2	2	20	4,67	2	0	0	2	0	0,67
14.H	3 XT	3,33 XT	10	4	4	4	4	4,00	2	4	2	2	6	2,67
15.V	-	1,67 HT	0	2	2	4	15	2,67	0	2	0	0	90	0,67
15.H	3 XT	0,67 XT	0	0	2	2	25	1,33	0	0	0	0	50	0,00

Considerando os valores mostrados na Tabela 4.2, tais como os valores da linha 14.V, as medidas T2 e T5 do olho direito, os valores das linhas 15V e 15.H e a medida T5 para o olho esquerdo, concluímos que os erros ocorreram porque o paciente começou a piscar no momento em que o oclisor deixou a cena.

Assim, as regiões da pálpebra afetaram a cena e a janela de rastreamento detectou o limbo em uma posição superior, em relação à coordenada y , que faz referência à posição na qual o limbo estava sendo rastreado antes que o oclutor entrasse na cena. A Figura 4.7 ilustra os eventos na linha 14.V do ciclo T2 antes e depois da entrada e saída do oclutor, respectivamente. Nesse caso, como o diâmetro do limbo do paciente é de 80 *pixels*, um erro de um *pixel* na medida de desvio corresponde a um erro equivalente a 2,0825 dioptrias (cálculo baseado na Equação 3.3 da Seção 3.2.6). Como o rastreamento revelou uma diferença de 5 *pixels* na localização do limbo antes e depois da presença do oclutor, calculamos um desvio de aproximadamente 10 dioptrias, como mostrado na Tabela 4.2. Para melhor visualização, as imagens foram ampliadas através do *zoom*. As dimensões da imagem foram definidas da seguinte forma: a largura foi inicializada igual a largura da janela de rastreamento do limbo e a altura foi estabelecida a partir da linha inferior da janela de detecção da região do olho, até uma altura de 125 *pixels*. Isso foi feito para que pudesse ser observada a diferença detectada.

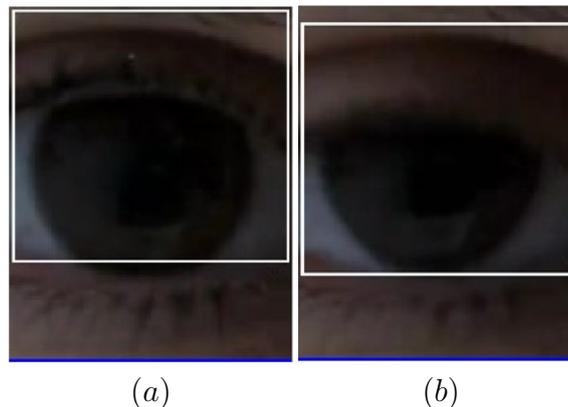


Figura 4.7: Ilustração da aferição de desvio no ciclo T2 da linha A1. (a) Localização da janela de rastreamento antes de o oclutor entrar na cena. (b) Localização da janela de rastreamento após o oclutor ter deixado a cena.

Para este tipo de desvio, a metodologia falhou nos dois vídeos mostrados na Tabela 4.2. Assim, o método obteve uma acurácia de 87% no diagnóstico de estrabismo. No entanto, para ambos os casos, o erro está dentro da tolerância (10Δ), e a medida está dentro do intervalo, de modo que o paciente é diagnosticado como ORTO (0Δ a 10Δ). Caso os pacientes com medidas abaixo de 10Δ fossem classificados como ORTO, não haveria erros a se considerar e o método atingiria uma precisão diagnóstica de 100%. Mesmo as menores medidas foram

consideradas com o objetivo de mostrar que o método pode aferir desvios que não são tipicamente medidos pelos especialistas.

CAPÍTULO 5

Conclusão

Este trabalho apresentou um novo método de detecção e diagnóstico do estrabismo em vídeos digitais através do exame *cover test*. O método apresentado obteve 87% no diagnóstico de estrabismo, mesmo considerando medidas menores que 1Δ , apresentando erro médio de $2,57\Delta$ na aferição da magnitude do desvio, ou seja, dentro da tolerância de erro. Caso os pacientes com medidas abaixo de 10Δ fossem classificados como ORTO, não haveria erros a se considerar e o método atingiria uma precisão diagnóstica de 100%.

Com os resultados promissores apresentados, foi mostrada a viabilidade da utilização de recursos computacionais baseados em técnicas de processamento de imagens para a realização desse objetivo. A combinação de técnicas mostrou-se satisfatoriamente eficiente, uma vez que o método conseguiu atingir o seu objetivo processando os vídeos sem alterar a velocidade de visualização desses vídeos. Esse trabalho encorajará o surgimento de novos estudos e trabalhos relacionados podendo, ainda, ser testado em celulares inteligentes futuramente. Também, os resultados obtidos nas etapas de localização do limbo e rastreamento os olhos e a eficiência no processamento dessa etapa em termos de velocidade demonstrou que o método apresentado pode ser adaptado para ser utilizado em problemas que dependem da detecção e do rastreamento ocular.

Em termos de custo, o método proposto requer apenas 2 recursos: (1) uma câmera digital para aquisição dos vídeos, (2) um computador pessoal para processamento dos vídeos e (3) um oclutor, requisito para a realização do exame *cover test*. Ambos os recursos podem ser classificados como baixo-custo,

simples e acessíveis à maior parte da população, ao contrário de alguns trabalhos apresentados na Seção 1.3, como Yang *et al.* (2013) e Seo *et al.* (2015), que usam obturador de cristal líquido, câmera infravermelho ou oclisor com filtro com filtro infravermelho. Em relação à sua utilização, o método proposto abrange pacientes considerados não estrábico, mas que podem apresentar pequenos desvios na aplicação do exame utilizado. São contemplados, também, tanto pacientes com estrabismo manifesto quanto pacientes que apresentam estrabismo latente, o qual, este último, não pode ser identificado bastando olhar para o paciente e nem tampouco diagnosticado através do método de Hirschberg, utilizado por alguns trabalhos relacionados (KHUMDAT *et al.*, 2013; SEO *et al.*, 2015; ALMEIDA *et al.*, 2015a).

A efetividade da metodologia proposta considerou apenas o estrabismo do tipo horizontal, pois não havia pacientes diagnosticados com os demais tipos, para que fosse possível avaliar a metodologia. No entanto, espera-se que os procedimentos utilizados nas etapas de detecção e diagnóstico (Seção 3.2.6) sejam capazes de diagnosticar corretamente os outros tipos de estrabismo, uma vez que tais procedimentos, em grande parte, são semelhantes aos utilizados no trabalho de Almeida *et al.* (2015a).

Por fim, a metodologia proposta é um trabalho inovador levando em conta a relação objetivo e recursos utilizados, composto de vários outros métodos inéditos. Futuramente, isto pode ser incorporado em um CADx para auxiliar no diagnóstico de estrabismo, sendo facilmente implantado em regiões que carecem de recursos médicos relacionados ao estrabismo. Vale ressaltar que apenas um médico especializado pode fornecer um diagnóstico definitivo ao paciente, ficando a cargo da metodologia deste trabalho servir de ferramenta para realização de um pré-diagnóstico.

5.1 Contribuições Científicas

Para atingir o seu objetivo, a metodologia proposta é composta por várias etapas, cada qual com sua metodologia. Assim, neste trabalho podemos destacar as seguintes contribuições científicas:

- Uma nova metodologia automática, de baixo custo e que utiliza recursos computacionais de fácil acesso, para auxílio médico na detecção e diagnóstico do estrabismo por meio de vídeos digitais do exame *cover test* alternado;
- Uma nova estratégia para localização da pupila;
- Uma nova estratégia para localização do limbo;
- Uma nova estratégia para rastreamento dos olhos;

5.2 Trabalhos Futuros

Como trabalhos futuros, pretende-se melhorar a metodologia proposta em alguns pontos específicos.

Primeiramente, considera-se melhorar a validação da metodologia e sugere-se: (1) aumentar o banco de dados de vídeos que, no momento, é formado por 15 pacientes - devido a aquisição ser realizada por apenas um especialista e na dificuldade de encontrar pacientes que estejam dispostos a colaborar com a pesquisa; (2) aumentar a diversidade de tipos de estrabismo do banco de vídeos que, no momento, possui apenas pacientes com exotropia (XT); (3) realizar testes com outros tipos de oclutor e (4) comparar os resultados com a avaliação de um número maior de especialistas. O ideal é que cada paciente fosse avaliado por mais de um especialista, o que não foi possível neste estudo devido a dificuldade de encontrar especialistas em estrabismo que tenham interesse em contribuir com a pesquisa.

Com o objetivo de aprimorar a metodologia, alguns recursos podem ser implementados: (1) desenvolvimento de um método para realização de estimativa automática do diâmetro do limbo, substituindo o intervalo fixo de raio máximo e mínimo na TH e (2) incorporar a metodologia em um dispositivo móvel que possua câmera, reduzindo mais os custos e aumentando a disponibilidade do teste.

5.3 Trabalhos Publicados

Como resultado desta pesquisa, alguns trabalhos foram publicados com o objetivo de contribuir no meio científico.

A Tabela 5.1 lista os trabalhos publicados e aceitos em relação ao diagnóstico de estrabismo no ano de 2016. Todos os trabalhos foram produzidos como autor principal, com exceção do primeiro trabalho listado, que foi como co-autor.

Tabela 5.1: Artigos publicados e submetidos em relação ao diagnóstico de estrabismo.

Artigo	Área	Qualis	Status
MEIRELES-TEIXEIRA, J. A.; MESQUITA, M. T. ; VALENTE, T. L. A. ; ALMEIDA, J. D. S. ; SILVA, A. C. ; PAIVA, A. C. Diagnostico automatizado do estrabismo pelo método de prisma & cover utilizando imagens digitais. <i>Arq Bras Oftalmol</i> , v. 79, p. 19, 2016.	Engenharias IV	B2	Publicado
VALENTE, T. L. A.; ALMEIDA, J. D. S.; SILVA, A. C.; TEIXEIRA, J. A. M.; GATTASS, M. Strabismus Mobile: Um Aplicativo para Diagnóstico de Estrabismo. <i>Journal of Health Informatics</i> , v. 8, p. 671-680, 2016.	Engenharias IV	B5	Publicado
VALENTE, T. L. A.; ALMEIDA, J. D. S.; SILVA, A. C.; TEIXEIRA, J. A. M.; GATTASS, M. Automatic Diagnosis of Strabismus in Digital Videos through Cover Test. <i>Journal Computer Methods and Programs in Biomedicine</i> , Elsevier, 2017.	Engenharias IV	A1	Publicado

Referências

ABRAHAMSSON, M.; MAGNUSSON, G.; SJOSTRAND, J. Inheritance of strabismus and the gain of using heredity to determine populations at risk of developing strabismus. *Acta Ophthalmologica Scandinavica*, v. 77, n. 6, p. 653–657, 1999.

ADAMS, I. D.; CHAN, M.; CLIFFORD, P. C.; COOKE, W. M.; DALLOS, V.; DOMBAL, F. T. D.; MCINTYRE, N. Computer aided diagnosis of acute abdominal pain: a multicentre study. *Br Med J (Clin Res Ed)*, v. 293, n. 6550, p. 800–804, 1986.

AKPE, B. A.; DAWODU, O. A.; ABADOM, E. G. Prevalence and pattern of strabismus in primary school pupils in benin city, nigeria. *Nigerian Journal of Ophthalmology*, v. 22, n. 1, p. 38, 2014.

ALDEBASI, Y. H. Prevalence of amblyopia in primary school children in qassim province, kingdom of saudi arabia. *Middle East African Journal of Ophthalmology*, v. 22, n. 1, p. 86, 2015.

ALMEIDA, J. D. S. D. *Metodologia Computacional para Detecção e Diagnóstico Automáticos e Planejamento Cirúrgico do Estrabismo*. Tese (Doutorado) — Universidade Federal do Maranhão, Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Eletricidade. São Luis - MA, 2013.

ALMEIDA, J. D. S. D.; SILVA, A. C.; TEIXEIRA, J. A. M.; PAIVA, A. C.; GATTASS, M. Computer-aided methodology for syndromic strabismus diagnosis. *Journal of Digital Imaging*, Springer, v. 28, n. 4, p. 462–473, 2015.

ALMEIDA, J. D. S. D.; SILVA, A. C.; TEIXEIRA, J. A. M.; PAIVA, A. C.; GATTASS, M. Surgical planning for horizontal strabismus using support vector regression. *Computers in Biology and Medicine*, Elsevier, v. 65, p. 178–186, 2015.

AMIT, Y.; GEMAN, D.; WILDER, K. Joint induction of shape features and tree classifiers. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, IEEE, v. 19, n. 11, p. 1300–1305, 1997.

ANDERSON, J. R. The development of self-recognition: A review. *Developmental Psychobiology*, Wiley Online Library, v. 17, n. 1, p. 35–49, 1984.

- ANSONS, A. M.; DAVIS, H. *Diagnosis and Management of Ocular Motility Disorders*. [S.l.]: 4 ed. West Sussex (UK): John Wiley & Sons, 2014.
- ATTEBO, K.; MITCHELL, P.; CUMMING, R.; SMITH, W.; JOLLY, N.; SPARKES, R. Prevalence and causes of amblyopia in an adult population. *Ophthalmology*, v. 105, n. 1, p. 154–159, 1998.
- BALLARD, D. H.; BROWN, C. M. *Computer Vision*. [S.l.]: 1 ed. New Jersey (USA): Prentice-Hall, 1982.
- BANGALORE, N.; YOUNG, R.; BIRCH, P.; CHATWIN, C. Tracking moving objects using bandpass filter enhanced localisation and automated initialisation of active contour snakes. *ICGST International Journal of Graphics, Vision and Image Processing*, ICGST LLC, v. 10, n. 4, p. 1–8, 2010.
- BARNARD, N. A.; THOMSON, W. D. A quantitative analysis of eye movements during the cover test—a preliminary report. *Ophthalmic and Physiological Optics*, v. 15, n. 5, p. 413–419, 1995.
- BERNFELD, A. Psychological repercussions of strabismus in children. *Journal Francais D'Ophthalmologie*, v. 5, n. 8–9, p. 523–530, 1981.
- BERTOLDI, J.; NANDI, F. R.; NUNES, H. K.; KENJI, O.; ARCOVERDE, M. A. M.; SANTOS, M. F. Avaliação da prevalência da baixa acuidade visual de alunos do ensino fundamental de uma escola municipal da região da vila c dee foz do iguaçu-pr, brasil. In: *IV Seminário de Ensino, Pesquisa e Extensão do Centro de Educação e Letras*. [S.l.: s.n.], 2009.
- BICAS, H. E. Oculomotricidade e seus fundamentos. *Arq. bras. oftalmol*, Conselho Brasileiro de Oftalmologia, v. 66, n. 5, p. 687–700, 2003.
- BREITMAN, K.; ANIDO, R. *Atualizações em Informática*. [S.l.]: 1 ed. Rio de Janeiro: PUC-Rio, 2006.
- BROWN, S. A.; WEIH, L. M.; FU, C. L.; DIMITROV, P.; TAYLOR, H. R.; MCCARTY, C. A. Prevalence of amblyopia and associated refractive errors in an adult population in victoria, australia. *Ophthalmic Epidemiology*, v. 7, n. 4, p. 249–258, 2000.
- BRUNO, M. M. G.; MOTA, M. G. B. *Ministério da Educação - Programa de Capacitação de Recursos Humanos do Ensino Fundamental: deficiência visual vol. 1*. 2001. Disponível em: <http://portal.mec.gov.br/seesp/arquivos/pdf/def_visual_1.pdf>. Acessado em: 15 set. 2016.
- BURGER, W.; BURGE, M. J. *Principles of Digital Image Processing: Advanced Methods*. [S.l.]: 3 ed. Londres: Springer, 2013.

- CANNY, J. A computational approach to edge detection. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, IEEE Computer Society, n. 6, p. 679–698, 1986.
- CASTLEMAN, K. R. *Digital image processing*. [S.l.]: 1 ed. New Jersey (USA): Prentice Hall Press, 1996.
- CHAN, H. P.; DOI, K.; GALHOTRA, S.; VYBORNÝ, C. J.; MACHON, H.; JOKICH, P. M. Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography. i. automated detection of microcalcifications in mammography. *Medical Physics*, v. 14, n. 4, p. 538–548, 1987.
- CHANDNA, A.; FISHER, A.; CUNNINGHAM, I.; STONE, D.; MITCHELL, M. Pattern recognition of vertical strabismus using an artificial neural network (strabnet). *Strabismus*, PubMed, v. 17, n. 4, p. 131–138, 2009.
- CHEW, E.; REMALEY, N. A.; TAMBOLI, A.; ZHAO, J.; PODGOR, M. J.; KLEBANOFF, M. Risk factors for esotropia and exotropia. *Archives of Ophthalmology*, v. 112, n. 10, p. 1349–1355, 1994.
- CHIA, A.; ROY, L.; SEENYEN, L. Comitant horizontal strabismus: an asian perspective. *British Journal of Ophthalmology*, v. 91, n. 10, p. 1337–1340, 2007.
- CHISTOYIANNI, I.; KOUTRAS, A.; DERMATAS, E.; KOKKINAKIS, G. Computer aided diagnosis of breast cancer in digitized mammograms. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, v. 26, n. 5, p. 309–319, 2002.
- CHOI, R. Y.; KUSHNER, B. J. The accuracy of experienced strabismologists using the hirschberg and krimsky tests. *Ophthalmology*, Elsevier, v. 105, n. 7, p. 1301–1306, 1998.
- CHUA, B.; MITCHELL, P. Consequences of amblyopia on education, occupation, and long term vision loss. *British Journal of Ophthalmology*, v. 88, n. 9, p. 1119–1121, 2004.
- COATS, D. K.; PAYSSE, E. A. *Evaluation and management of strabismus in children*. [S.l.]: Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas, 2000. Disponível em: <http://cursoenarm.net/UPTODATE/contents/mobipreview.htm?28/54/29551?source=see_link>. Acessado em: 20 set. 2016.
- COULTER, R. A.; SHALLO-HOFFMAN, J. Psychosocial aspects of strabismus study. *Optometry & Vision Science*, American Academy of Optometry, v. 77, n. 8, p. 428–432, 2000.
- CURTIS, T. H.; MCCLATCHEY, M.; WHEELER, D. T. Epidemiology of surgical strabismus in saudi arabia. *Ophthalmic Epidemiology*, v. 17, n. 5, p. 307–314, 2010.

- DAN, V. J. L. Prevalência de baixa acuidade visual em escolares do oeste paulista. *Revista Urutágua*, p. 132–138, 2016.
- DANDONA, R.; DANDONA, L.; SRINIVAS, M.; GIRIDHAR, P.; NUTHETI, R.; RAO, G. N. Planning low vision services in india: a population-based perspective. *Ophthalmology*, v. 109, n. 10, p. 1871–1878, 2002.
- DOI, K. Current status and future potential of computer-aided diagnosis in medical imaging. *British Journal of Radiology*, British Institute of Radiology, v. 78, p. 3–19, 2005.
- DOI, K. Computer-aided diagnosis in medical imaging: Historical review, current status and future potential. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Elsevier, v. 31, n. 4, p. 198–211, 2007.
- DONNELLY, U. M.; STEWART, N. M.; HOLLINGER, M. Prevalence and outcomes of childhood visual disorders. ophthalmic epidemiology. *Ophthalmology*, v. 12, n. 4, p. 243–250, 2005.
- DRAUZIO. *Estrabismo*. [S.l.]: GOPE, 2016. Disponível em: <<http://www.gope.med.br/estrabismo.html>>. Acessado em: 09 dez. 2016.
- DUDA, R.; HART, P. Use of the hough transformation to detect lines and curves in pictures. *Communications of the ACM*, ACM, v. 15, n. 1, p. 11–15, 1972.
- EDUCACAO, M. da Saude e Ministerio da. *Projeto Olhar Brasil*. [S.l.]: 1a. ed. Brasília: Departamento de Atenção Básica., 2008.
- EDUCACAO, M. da Saude e Ministerio da. *Orientações sobre o Programa Saúde na Escola para a elaboração dos Projetos Locais*. 2013. Disponível em: <http://dab.saude.gov.br/docs/geral/orientacoes_pse.pdf>. Acessado em: 15 set. 2016.
- EIBSCHITZ-TSIMHONI, M.; FRIEDMAN, T.; NAOR, J.; EIBSCHITZ, N.; FRIEDMAN, Z. Early screening for amblyogenic risk factors lowers the prevalence and severity of amblyopia. *Journal of American Association for Pediatric Ophthalmology and Strabismus*, v. 4, n. 4, p. 194–199, 2000.
- FARUK, H.; ORGE, M. D. *Strabismus Simulatorn*. [S.l.]: American Academy of Ophthalmology, 2015. Disponível em: <<https://www.aao.org/pediatric-center-detail/strabismus-simulator>>. Acessado em: 09 dez. 2016.
- FILHO, O. M.; NETO, H. V. *Processamento Digital de Imagens*. [S.l.]: 1 ed. Rio de Janeiro: Brasport, 1999.
- FLEURET, F.; GEMAN, D. Coarse-to-fine face detection. *International Journal of Computer Vision*, Springer, v. 21, n. 1–2, p. 85–107, 2001.

FOUNDATION, E. *Eclipse*. 2015. Disponível em: <<https://eclipse.org/downloads>>. Acessado em: 16 jun. 2015.

FRANDSON, A. Occurrence of squint. a clinical-statistical study on the prevalence of squint and associated signs in different groups and ages of the danish population. *Acta Ophthalmol*, v. 38, n. S62, p. 9–157, 1960.

FREER, T. W.; ULISSEY, M. J. Screening mammography with computer-aided detection: prospective study of 12,860 patients in a community breast center 1. *Radiology*, v. 220, n. 3, p. 781–786, 2001.

FUJITA, H.; UCHIYAMA, Y.; NAKAGAWA, T.; FUKUOKA, D.; HATANAKA, Y.; HARA, T.; ZHOU, X. The emerging of three cad systems induced by japanese health care needs. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 92, n. 3, p. 238–248, 2008.

GONZALES, R.; WOODS, R. *Processamento Digital de Imagens*. [S.l.]: 3a. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall., 2010.

GRAHAM, P. A. Epidemiology of strabismus. *The British Journal of Ophthalmology*, v. 58, n. 3, p. 224–231, 1974.

GRAUMAN, K.; LEIBE, B. Visual object recognition. *Synthesis lectures on artificial intelligence and machine learning*, Morgan & Claypool, v. 5, n. 2, p. 1–181, 2011.

GRAY, H. *Anatomia: A base anatômica da prática clínica*. [S.l.]: 40 ed. Rio de Janeiro: Susan Standring, 2011.

GRONLUND, M. A.; ANDERSSON, S.; ARING, E.; HARD, A. L.; HELLSTROM, A. Ophthalmological findings in a sample of swedish children aged 4–15 years. *Acta Ophthalmologica Scandinavica*, v. 84, n. 2, p. 169–176, 2006.

GROUP, M.-E. P. E. D. S. Prevalence of amblyopia and strabismus in african american and hispanic children ages 6 to 72 months: the multi-ethnic pediatric eye disease study. *Ophthalmology*, v. 115, n. 7, p. 1229–1236, 2008.

GURCAN, M. N.; SAHINER, B.; PETRICK, N.; CHAN, H. P.; KAZEROONI, E. A.; CASCADE, P. N.; HADJIISKI, L. Lung nodule detection on thoracic computed tomography images: preliminary evaluation of a computer-aided diagnosis system. *Medical Physics*, v. 22, n. 11, p. 2552–2558, 2002.

HELVESTON, E. M.; ORGE, F. H.; NARANJO, R.; HERNANDEZ, L. Telemedicine: Strabismus e-consultation. *Journal of American Association for Pediatric Ophthalmology and Strabismus*, Elsevier, v. 5, n. 5, p. 291–296, 2001.

- HOLMSTROM, G.; RYDBERG, A.; LARSSON, E. Prevalence and development of strabismus in 10-year-old premature children: a population-based study. *Journal of Pediatric Ophthalmology and Strabismus*, v. 43, n. 6, p. 346, 2006.
- ITSEEZ. *OPENCV*. 2015. <<http://opencv.org/>>. Acessado em: 30 mar. 2015.
- ITTI, L.; KOCH, C.; NIEBUR, E. A model of saliency-based visual attention for rapid scene analysis. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, IEEE, v. 20, n. 1, p. 1254–1259, 1998.
- JIANG, Y.; NISHIKAWA, R. M.; SCHMIDT, R. A.; METZ, C. E.; GIGER, M. L.; DOI, K. Improving breast cancer diagnosis with computer-aided diagnosis. *Academic Radiology*, v. 6, n. 1, p. 22–33, 1999.
- JOGI, R. *Basic ophthalmology*. [S.l.]: 4 ed. Chhattisgarh: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2009.
- JOHNS, H. A.; MANNY, R. E.; FERN, K. D.; HU, Y. S. The effect of strabismus on a young child's selection of a playmate. *Ophthalmic and Physiological Optics*, v. 25, n. 5, p. 400–407, 2005.
- JR, S. G. B.; GOODRIDGE, S. G. Multiframe averaging and homomorphic filtering for clarification of dark and shadowed video scenes. *Enabling Technologies for Law Enforcement*, International Society for Optics and Photonics, p. 480–488, 2001.
- JUNIOR, J. C.; DANTAS, R. A.; ALVES, R. S.; REBOUÇAS, C. B.; LEITE, I. F. Visual acuity and its implications for school performance. *Journal of Nursing UFPE/Revista de Enfermagem UFPE*, v. 6, n. 4, p. 2713–2718, 2012.
- JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. *Histologia Básica: Texto e Atlas*. [S.l.]: 12 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013.
- KAEBLER, A.; BRADSKI, G. *Learning OpenCV: Computer Vision in C++ with the OpenCV Library*. [S.l.]: 2 ed. Sebastopol: O'Reilly Media, 2013.
- KAEWTRAKULPONG, P.; BOWDEN, R. An improved adaptive background mixture model for real-time tracking with shadow detection. *Video-Based Surveillance Systems*, Springer, p. 135–144, 2002.
- KHNG, C.; OSHER, R. Evaluation of the relationship between corneal diameter and lens diameter. *Korean Journal of Optometry and Vision Science*, Elsevier, v. 34, n. 3, p. 475–479, 2009.
- KHUMDAT, N.; PHUKPATTARANONT, P.; TENGTRISORN, S. Development of a computer system for strabismus screening. *In 6th Biomedical Engineering International Conference*, IEEE, p. 1–5, 2013.

- KIM, T. Y.; SEO, S. S.; KIM, Y. J.; YANG, H. K.; HWANG, J. M.; KIM, K. G. A new software for quantitative measurement of strabismus based on digital image. *Journal of Korea Multimedia Society*, Korea Multimedia Society, v. 15, n. 5, p. 595–605, 2012.
- KOTHARI, M.; BALANKHE, S.; GAWADE, R.; TOSHNIVAL, S. Comparison of psychosocial and emotional consequences of childhood strabismus on the families from rural and urban india. *Indian Journal of Ophthalmology*, v. 57, n. 4, p. 285, 2004.
- LANÇA, C. R. D. S. C. *Função visual e desempenho na leitura em crianças do 1º ciclo do ensino básico do concelho de Lisboa*. Tese (Doutorado) — Universidade Nova de Lisboa, Escola Nacional de Saúde Pública. Lisboa - Portugal, 2014.
- LEITMAN, M. W. *Manual for Eye Examination and Diagnosis*. [S.l.]: 8 ed. West Sussex (UK): John Wiley & Sons, 2012.
- LEWIS, J. P. Fast normalized cross-correlation. *In Vision Interface*, v. 10, n. 1, p. 120–123, 1995.
- LILAKOVA, D.; HEJCMANOVA, D.; NOVAKOVA, D. Effect of strabismus on the quality of life in adults. *Ceska a Slovenska Oftalmologie: Casopis Ceske Oftalmologicke Spolecnosti a Slovenske Oftalmologicke Spolecnosti*, v. 59, n. 3, p. 184–187, 2003.
- MAGRAMM, I. Amblyopia: etiology, detection, and treatment. *Pediatrics in review/American Academy of Pediatrics*, v. 13, n. 1, p. 7–14, 1992.
- MAGRAMM, I.; SCHLOSSMAN, A. Strabismus in patients over the age of 60 years. *Journal of Pediatric Ophthalmology and Strabismus*, v. 28, n. 1, p. 28–31, 1990.
- MALTA, J.; ENDRISS, D.; RACHED, S.; MOURA, T. Desempenho funcional de crianças com deficiência visual, atendidas no departamento de estimulação visual da fundação altino ventura. *Arq Bras Oftalmol*, v. 69, n. 4, p. 571–4, 2006.
- MCBAIN, H. B.; AU, C. K.; HANCOX, J.; MACKENZIE, K. A.; EZRA, D. G.; ADAMS, G. G.; NEWMAN, S. P. The impact of strabismus on quality of life in adults with and without diplopia: a systematic review. *Survey of Ophthalmology*, v. 59, n. 2, p. 185–191, 2014.
- MELO, R. H. C.; VIEIRA, E. A.; TOUMA, V. L.; CONCI, A. Sistema de realce de detalhes ocultos em imagens com grande diferença de iluminação fazendo uso de filtragem não-linear. *In: IV Congresso Temático de Dinâmica, Controle e Aplicações*, SBMAC, 2005.

- MILLS, M. D. The eye in childhood. *American family physician*, v. 60, n. 3, p. 907–916, 1999.
- MOJON-AZZI, S. M.; MOJON, D. S. Strabismus and employment: the opinion of headhunters. *Acta Ophthalmologica*, John Wiley & Sons, v. 87, n. 7, p. 784–788, 2009.
- MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. R. *Clinically Oriented Anatomy*. [S.l.]: 7 ed. Philadelphia (USA): Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- MRUTHYUNJAYA, P.; SIMON, J. W.; PICKERING, J. D.; LININGER, L. L. Subjective and objective outcomes of strabismus surgery in children. *Journal of Pediatric Ophthalmology and Strabismus*, v. 33, n. 3, p. 167–170, 1996.
- NOORDEN, G. K. V. Mechanisms of amblyopia. *Advances in Ophthalmology*, v. 34, p. 93–115, 1977.
- NOORDEN, G. K. V.; CAMPOS, E. C. *Binocular Vision and Ocular Motility*. [S.l.]: 6a ed. Mosby, United States of America, 2002.
- OLOUMI, F.; RANGAYYAN, R. M.; ELLS, A. L. Computer-aided diagnosis of proliferative diabetic retinopathy. In: *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, IEEE, p. 1438–1441, 2012.
- OPHTHALMIC, C. *Cover Test Pathology Simulator*. [S.l.]: Cruise Ophthalmic, 2016. Disponível em: <http://www.optometrial.com/cover_test_pathology_simulator>. Acessado em: 09 dez. 2016.
- ORACLE. *Obtenha Informações sobre a Tecnologia Java*. 2016. Disponível em: <https://www.java.com/pt_BR/about/>. Acessado em: 16 dez. 2016.
- OSAHON, A. I.; DAWDU, O. A. Pattern of eye diseases in children in benin city, nigeria: a hospital-based study. *Tropical doctor*, v. 32, n. 3, p. 158–159, 2002.
- PAPAGEORGIOU, C. P.; OREN, M.; POGGIO, T. Rapid object detection using a boosted cascade of simple features. In: *Computer vision, 1998. sixth international Conference on. IEEE*, IEEE, p. 555–562, 1998.
- PARKER, J. R. *Algorithms for image processing and computer vision*. [S.l.]: 2 ed. Indiana (USA): Wiley Publishing, 2011.
- PAYSSE, E. A.; STEELE, E. A.; MCCREERY, K. M. B.; WILHELMUS, K. R.; COATS, D. K. Age of the emergence of negative attitudes toward strabismus. *Journal of American Association for Pediatric Ophthalmology and Strabismus*, v. 5, n. 6, p. 361–366, 2001.

PEDRINI, H.; SCHWARTZ, W. R. *Análise de Imagens Digitais: Princípios, Algoritmos e Aplicações*. [S.l.]: 2 ed. São Paulo: Thomson Learning, 2008.

PELI, E.; MCCORMACK, G. Dynamics of cover test eye movements. *Optometry and Vision Science*, v. 60, n. 8, p. 712–724, 1983.

PRESLAN, M. W.; NOVAK, A. Baltimore vision screening project. *Ophthalmology*, v. 103, n. 1, p. 105–109, 1996.

QUICK, M. W.; BOOTHE, R. G. A photographic technique for measuring horizontal and vertical eye alignment throughout the field of gaze. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, ARVO, v. 33, n. 1, p. 234, 1992.

RAHI, J. S.; LOGAN, S.; TIMMS, C.; RUSSELL-EGGIT, I.; TAYLOR, D. Risk, causes, and outcomes of visual impairment after loss of vision in the non-amblyopic eye: a population-based study. *The Lancet*, Elsevier, v. 360, n. 9333, p. 597–602, 2002.

RAINEY, B. B.; SCHROEDER, T. L.; GOSS, D. A.; GROSVENOR, T. P. Reliability of and comparisons among three variations of the alternating cover test. *Ophthalmic and Physiological Optics*, v. 18, n. 5, p. 430–437, 1998.

RICHMAN, J. E. The influence of visual attention and automaticity on the diagnosis and treatment of clinical oculomotor, accommodative, and vergence dysfunctions. *J Optom Vis Dev*, v. 30, p. 132–141, 1999.

RIORDAN-EVA, P.; WHITCHER, J. P. *Oftalmologia Geral de Vaughan and Asbury*. [S.l.]: 17a ed. McGraw Hill, Brasil, 2011.

ROBAEI, D.; KIFLEY, A.; MITCHELL, P. Factors associated with a previous diagnosis of strabismus in a population-based sample of 12-year-old Australian children. *American Journal of Ophthalmology*, v. 142, n. 6, p. 1085–1087, 2006.

RODGERS, J. L.; NICEWANDER, W. A. Thirteen ways to look at the correlation coefficient. *The American Statistician*, American Statistical Association, v. 42, n. 1, p. 59–66, 1988.

ROUSE, M. *Definition fps (frames per second)*. 2010. <<http://whatis.techtarget.com/definition/fps-frames-per-second>>. Acessado em: 01 abr. 2016.

RUTSTEIN, R. P.; COGEN, M. S.; COTTER, S. A.; DAUM, K. M.; MOZLIN, R. L.; RYAN, J. M. *Care of the Patient with Strabismus: Esotropia and Exotropia*. 2011. Disponível em: <<http://www.aoa.org/documents/optometrists/CPG-12.pdf>>. Acessado em: 10 out. 2016.

- SATTERFIELD, D.; KELTNER, J. L.; MORRISON, T. L. Psychosocial aspects of strabismus study. *Archives of Ophthalmology*, Journal of the American Medical Association, v. 111, n. 8, p. 1100–1105, 1993.
- SAUDE, M. da. *Saúde na escola*. [S.l.]: 1a. ed. Brasília: Departamento de Atenção Básica., 2009.
- SCHWARTZ, G. S. *The eye exam: a complete guide*. [S.l.]: 1 ed. New Jersey (USA): Slack Incorporated, 2006.
- SEO, M. W.; D., Y. H. K.; HWANG, J. M.; SEO, J. M. The automated diagnosis of strabismus using an infrared camera. *6th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering*, AOCL, v. 45, p. 142–145, 2015.
- SOLDERA, J.; SIMIONATO, E. Z. R.; PIRES E. M. E. AND BASSANI, F. R.; PILLA, P. C.; RIZZON, E. S. Estudo da acuidade visual em escolares em um projeto de atenção primária à saúde do nordeste do rio grande do sul. *Rev. AMRIGS*, v. 51, n. 3, p. 185–189, 2007.
- SONKA, M.; HLAVAC, V.; BOYLE, R. *Image Processing, Analysis, and Machine Vision*. [S.l.]: 3 ed. Toronto (CA): Thomson Learning, 2008.
- SUBHARNGKASEN, I. Successful amblyopia therapy by using synoptophore. *Journal of the Medical Association of Thailand*, v. 86, p. S556, 2003.
- SUSUKI, S.; ABE, K. Topological structural analysis of digitized binary images by border following. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, ELSEVIER, v. 30, n. 1, p. 32–46, 1985.
- SUZUKI, K. Machine learning in computer-aided diagnosis of the thorax and colon in ct: a survey. *IEICE Transactions on Information and Systems*, IEICE, v. 96, n. 4, p. 772–783, 2013.
- THOMPSON, J. R.; WOODRUFF, G.; HISCOX, F. A.; STRONG, N.; MINSHULL, C. The incidence and prevalence of amblyopia detected in childhood. *Public Health*, v. 105, n. 6, p. 455–462, 1991.
- TOLEDO, C. C.; PAIVA, A. P. G.; CAMILO, G. B.; MAIOR, M. R. S.; LEITE, I. C. G.; GUERRA, M. R. Detecção precoce de deficiência visual e sua relação com o rendimento escolar. *Rev Assoc Med Bras*, v. 56, n. 4, p. 415–419, 2010.
- TOU, J. T.; GONZALEZ, R. C. *Pattern Recognition Principles*. [S.l.]: 1 ed. Massachusetts (USA): Addison-Wesley Publishing Company, 1981.
- TRABOULSI, E. I.; UTZ, V. M. *Practical Management of Pediatric Ocular Disorders and Strabismus*. [S.l.]: 4 ed. New York (USA): Springer Nature, 2016.

- TSOTSOS, J. K.; CULHANE, S. M.; WAI, W. Y. K.; LAI, Y.; DAVIS, N.; NUFLO, F. Modeling visual attention via selective tuning. *Artificial Intelligence*, Elsevier, v. 78, n. 1, p. 507–545, 1995.
- VIOLA, P.; JONES, M. Rapid object detection using a boosted cascade of simple features. In: *Computer Vision and Pattern Recognition, 2001. CVPR 2001. Conference on. Proceedings of the 2001 IEEE Computer Society*, Proceedings of the 2001 IEEE Computer Society, v. 1, p. 511–518, 2001.
- WAY, T. W.; HADJIISKI, L. M.; SAHINER, B.; CHAN, H. P.; CASCADE, P. N.; KAZEROONI, E. A.; ZHOU, C. Computer-aided diagnosis of pulmonary nodules on ct scans: segmentation and classification using 3d active contours. *Medical Physics*, v. 33, n. 7, p. 2323–2337, 2006.
- WAY, T. W.; SAHINER, B.; CHAN, H. P.; HADJIISKI, L.; CASCADE, P. N.; CHUGHTAI, A.; KAZEROONI, E. Computer-aided diagnosis of pulmonary nodules on ct scans: improvement of classification performance with nodule surface features. *Medical Physics*, v. 36, n. 7, p. 3086–3098, 2009.
- WHO. *Vision 2020 The right to sight. Action plan 2006–2011*. 2007. Disponível em: <<http://www.iapb.org/sites/iapb.org/files/VISION%202020%20Action%20Plan%202006-2011.pdf>>. Acessado em: 01 set. 2016.
- WHO. *Universal eye health. A global action plan 2014–2019*. 2013. Disponível em: <http://www.who.int/blindness/AP2014_19_English.pdf>. Acessado em: 01 set. 2016.
- WILLIAMS, C.; NORTHSTONE, K.; HOWARD, M.; HARVEY, I.; HARRAD, R. A.; SPARROW, J. M. Prevalence and risk factors for common vision problems in children: data from the alspac study. *British Journal of Ophthalmology*, v. 92, n. 7, p. 959–964, 2008.
- WRIGHT, K.; SPIEGEL, P. *Pediatric ophthalmology and strabismus*. 2. ed. [S.l.]: Springer Science and Business Media, 2013.
- YANG, H. K.; SEO, J. M.; HWANG, J. M.; KIM, K. G. Automated analysis of binocular alignment using an infrared camera and selective wavelength filter image analysis of strabismus with infrared filters. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, ARVO, v. 54, n. 4, p. 2733–2737, 2013.
- YU, C. B. O.; FAN, D. S. P.; WONG, V. W. Y.; WONG, C. Y.; LAM, D. S. C. Changing patterns of strabismus: a decade of experience in hong kong. *British Journal of Ophthalmology*, v. 86, n. 8, p. 854–856, 2002.
- ZANONI, L. Z.; BIBERG-SALUM, T. G.; CONSOLO, C. E. Z.; ESPINOLA, Y. D. Prevalência da baixa acuidade visual em alunos do primeiro ano do ensino fundamental de uma escola pública. *Rev AMRIGS*, v. 54, p. 19–24, 2002.

ZANONI, L. Z.; BIBERG-SALUM, T. G.; D., E. Y.; CÔNSOLO, C. E. Z. Prevalência da baixa acuidade visual em alunos do primeiro ano do ensino fundamental de uma escola pública. *Rev AMRIGS*, v. 54, n. 1, p. 19–24, 2010.

ZHENG, B.; LU, A.; HARDESTY, L. A.; SUMKIN, J. H.; HAKIM, C. M.; GANOTT, M. A.; GUR, D. A method to improve visual similarity of breast masses for an interactive computer-aided diagnosis environment. *Medical Physics*, v. 33, n. 1, p. 111–117, 2006.

ZHU, W.; ZENG, N.; WANG, N. Sensitivity, specificity, accuracy, associated confidence interval and roc analysis with practical sas implementations. *NESUG Proceedings: Health Care and Life Sciences, Baltimore*, p. 1–9, 2010.