

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 e Planejamento
Cirúrgico do Estrabismo*

João Dallyson Sousa de Almeida

São Luís
2013

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 e Planejamento
Cirúrgico do Estrabismo*

João Dallyson Sousa de Almeida

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

**São Luís
2013**

Almeida, João Dallyson Sousa de

Metodologia Computacional para Detecção e Diagnóstico Automáticos e Planejamento Cirúrgico do Estrabismo/ João Dallyson Sousa de Almeida.

- São Luís, 2013.

169f.:il.

Orientador: Aristófanês Corrêa Silva.

Co-Orientador: Jorge Antonio Meireles Teixeira.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal do Maranhão, Curso de Pós-Graduação em Engenharia de Eletricidade. 2013

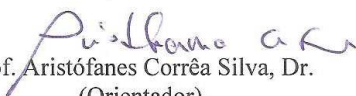
1. Processamento de imagem médica - estrabismo. 2. Funções geoestatísticas.I . Título.

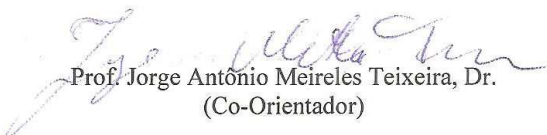
CDU 004.383.5:617.758.1

**METODOLOGIA COMPUTACIONAL PARA DETECÇÃO E
DIAGNÓSTICO AUTOMÁTICO E PLANEJAMENTO CIRÚRGICO
DO ESTRABISMO.**

João Dallyson Sousa de Almeida

Tese aprovada em 05 de julho de 2013.


Prof. Aristófanes Corrêa Silva, Dr.
(Orientador)


Prof. Jorge Antônio Meireles Teixeira, Dr.
(Co-Orientador)


Profa. Aura Conci, Dra.
(Membro da Banca Examinadora)


Profa. Eveline de Jesus Viana Sá, Dra.
(Membro da Banca Examinadora)


Prof. Anselmo Cardoso de Paiva, Dr.
(Membro da Banca Examinadora)


Prof. Zair Abdelouahab, Ph.D.
(Membro da Banca Examinadora)

“Quero deixar uma marquinha no universo”.

Steve Jobs

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

Agradecimentos

Em primeiro lugar a Deus, por sempre me iluminar e me orientar.

Aos meus pais, João Lopes de Almeida e Edjane Sousa de Almeida, meus “Doutores” da Vida.

À minha querida esposa Sarah, pelo carinho, apoio, paciência e compreensão.

À minha família, pela ajuda, incentivo e carinho constantes. Em especial aos meus irmãos, Jammson, Janylle, Jonathan e Lucieudo.

Ao professor orientador, Dr. Aristófanês Corrêa Silva, pela confiança em mim depositada, contribuições seguras, auxílio, dedicação e seriedade com que direcionou esta pesquisa e conduz o Laboratório de Processamento e Análise de Imagens (LABPAI). Ao professor co-orientador, Dr. Jorge Antonio Meireles Teixeira, pelo auxílio, disponibilidade e conselhos que me ajudaram a concluir este trabalho.

Ao colega da UFMA, Prof. Geraldo Braz, pela disposição e auxílio.

Aos meus amigos do Ministério Átrios, Mauro, Raylson, Rayane, Paulo Henrique, Paulo Eugênio e William, pelo companherismo.

Aos colegas de trabalho do Núcleo de Tecnologia da Informação da UFMA, pelo apoio.

A todos os professores e funcionários do Departamento de Pós-Graduação de Engenharia de Eletricidade da UFMA, pela competência e profissionalismo.

À Universidade Federal do Maranhão (UFMA) pela oportunidade e pelo apoio recebido durante a realização desta pesquisa.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

Aos professores da banca examinadora.

RESUMO

O estrabismo é uma patologia que afeta cerca de 4% da população, provocando problemas estéticos (reversíveis a qualquer idade) e alterações sensoriais irreversíveis, modificando o mecanismo da visão. O teste de Hirschberg é um dos tipos de exames existentes para detectar tal patologia. Sistemas de Detecção e Diagnóstico auxiliados por computador estão sendo usados com relativo sucesso no auxílio aos profissionais de saúde. No entanto, o emprego rotineiro de recursos de alta tecnologia no auxílio diagnóstico e terapêutico em oftalmologia não é uma realidade dentro da subespecialidade estrabismo. Sendo assim, o presente trabalho tem como objetivo apresentar uma metodologia para detectar e diagnosticar automaticamente, além de propor o plano cirúrgico do estrabismo por meio de imagens digitais. Para tanto, o estudo está organizado em sete estágios: (1) segmentação da face; (2) detecção da região dos olhos; (3) localização dos olhos; (4) localização do limbo e do brilho; (5) detecção; (6) diagnóstico e (7) planejamento cirúrgico do estrabismo. A eficácia do estudo na indicação do diagnóstico e do plano cirúrgico foi avaliada pela média da diferença entre os resultados fornecidos pela metodologia e as indicações originais do especialista. Os pacientes foram avaliados nas posições do olhar: PPO, INFRA, SUPRA, DEXTRO e LEVO. O método obteve acurácia de 88% na identificação de esotropias (ET), 100% nas exotropias (XT), 80,33% nas hipertropias (HT) e 83,33% nas hipotropias (HoT). O erro médio global na realização do diagnóstico foi de $5,6\Delta$ e $3,83\Delta$ para desvios horizontais e verticais, respectivamente. No planejamento de cirurgias de músculos retos mediais obteve-se erro médio de 0,6 mm para recuo, e 0,9 mm para ressecção. Para os músculos retos laterais, o erro médio foi de 0,8 mm para recuo e 1 mm para ressecção.

Palavras-chave: Detecção de Estrabismo. Diagnóstico do Estrabismo. Planejamento Cirúrgico do Estrabismo. Método de Hirschberg. Support Vector Classification. Support Vector Regression. Imagens Digitais.

ABSTRACT

Strabismus is a condition that affects approximately 4% of the population causing aesthetic problems, reversible at any age, and irreversible sensory changes that modify the mechanism of vision. The Hirschberg test is one of the types of existing tests to detect such a condition. Detection Systems and computer-aided diagnosis are being used with some success in helping health professionals. However, in spite of the increasing routine use of high-tech technologies, the diagnosis and therapy in ophthalmology is not a reality within the strabismus subspecialty. Thus, this thesis aims to present a methodology to detect and automatically diagnose and propose the plan of strabismus surgery through digital images. To do this, the study is organized in seven steps: (1) face segmentation; (2) eye region detection; (3) eyes location; (4) limbus and brilliance location; (5) detection, (6) diagnosis and (7) surgical planning of strabismus. The effectiveness of the study in the indication of the diagnosis and surgical plan was evaluated by the mean difference between the results provided by the methodology and the original indication of the expert. Patients were evaluated for eye positions: PPO, INFRA, SUPRA, DEXTRO and LEVO. The method was 88% accurate in identifying esotropias (ET), 100% in exotropias (XT), 80.33% in hipertropias (HT) and 83.33% in hipotropias (HoT). The overall average error in diagnosis was 5.6Δ and 3.83Δ for horizontal and vertical desviations, respectively. In planning surgeries of medial rectus muscles the average error was 0.6 mm for recession, and 0.9 mm for resection. For lateral rectus muscles, the average error was 0.8 mm for recession, and 1 mm for resection.

Keywords: Strabismus Detection. Strabismus diagnosis. Surgical Planning of Strabismus. Hirschberg method. Support Vector Classification. Support Vector Regression. Digital Images.

Lista de Tabelas

1.1	Resumo das características e técnicas aplicadas, pelos autores citados, na detecção de olho.	30
1.2	Resumo das características e técnicas aplicadas, pelos autores citados, na detecção, diagnóstico e planejamento cirúrgico do estrabismo.	34
2.1	Força de tração dos músculos extrínsecos.	48
2.2	Tabela de Parks para realização de cirurgia binocular de ET. . . .	55
2.3	Tabela de Parks para realização de cirurgia binocular de ET. . . .	56
2.4	Possibilidades de procedimento cirúrgico para tratamento de esotropias. RcRM = Recuo do músculo reto medial; RsRM = Ressecção do músculo reto medial; RcRL = Recuo do músculo reto lateral; RsRL = Ressecção do músculo reto lateral.	56
2.5	Tabela de Parks para realização de cirurgia monocular de XT. . . .	57
2.6	Possibilidades de procedimento cirúrgico para tratamento de exotropias.	57
3.1	Critérios de divisão dos candidatos a olho direito e esquerdo. . . .	99
3.2	Resumo do diagnóstico do tipo de estrabismo.	111
4.1	Resultado da detecção da região dos olhos para as imagens de pacientes nas posições: PPO, SUPRA, INFRA, DEXTRO e LEVO	119
4.2	Quantidade de variáveis selecionadas na análise discriminante <i>stepwise</i>	120
4.3	Resultados do classificador gerado para imagens em PPO.	121
4.4	Resultados do classificador gerado para imagens em SUPRA.	122
4.5	Resultados do classificador gerado para imagens em INFRA.	122

4.6	Resultados do classificador gerado para imagens em DEXTRO. . .	123
4.7	Resultados do classificador gerado para imagens em LEVO.	123
4.8	Desempenho da etapa de localização dos olhos comparada com trabalhos citados na revisão de literatura.	125
4.9	Resultado da localização do limbo e do brilho.	126
4.10	Matriz de decisão utilizada para comparar as repostas do especialista com as da metodologia na detecção de estrabismo em PPO.	128
4.11	Percentual de imagens que chegaram até a fase de diagnóstico síndrômico.	129
4.12	Resultado do diagnóstico na identificação do desvio horizontal (ET e XT), vertical (HT e HoT), do olho fixador e do paciente que não apresenta desvio (ORTO).	130
4.13	Resultado do diagnóstico utilizando $DL = 11mm$	130
4.14	Resultado do diagnóstico utilizando o $DL = 12mm$	131
4.15	Parâmetros C , γ e ϵ utilizados no treinamento dos regressores na abordagem I. D = olho direito; E = olho esquerdo.	138
4.16	Resultado do plano cirúrgico na abordagem I. D = olho direito; E = olho esquerdo.	138
4.17	Resultado plano cirúrgico aplicado em BT. ID = identificador do paciente; T.D = Tipo de desvio; E = indicação cirúrgica do especialista em milímetros; M = indicação cirúrgica do método computacional em milímetros. Os valores em negritos são os resultados da indicação cirúrgica do método proposto nesta tese. .	140
4.18	Parâmetros C , γ e ϵ utilizados no treinamento dos regressores na abordagem II. D = olho direito; E = olho esquerdo.	142
4.19	Resultado do plano cirúrgico na abordagem II. D = olho direito; E = olho esquerdo.	142
4.20	Resultado do plano cirúrgico utilizando abordagem II aplicada em BT.	144
4.21	Resumo das características e técnicas aplicadas, pelos autores citados, na detecção de olho.	145
4.22	Resultado obtido em cada fase da metodologia proposta.	146

A.1	Comparativo do resultado do diagnóstico em PPO utilizando configuração de $DL = 11mm$ e $15\Delta/mm$. ID = identificador do paciente, TH = tipo de desvio horizontal, DH = valor do desvio horizontal em Δ ; TV = tipo de desvio vertical; DV = valor do desvio vertical em Δ e FIX = olho fixador.	165
A.2	Comparativo do resultado do diagnóstico em SUPRA utilizando configuração de $DL = 11mm$ e $15\Delta/mm$. ID = identificador do paciente, TH = tipo de desvio horizontal, DH = valor do desvio horizontal em Δ ; TV = tipo de desvio vertical; DV = valor do desvio vertical em Δ e FIX = olho fixador.	166
A.3	Comparativo do resultado do diagnóstico em INFRA utilizando configuração de $DL = 11mm$ e $15\Delta/mm$. ID = identificador do paciente, TH = tipo de desvio horizontal, DH = valor do desvio horizontal em Δ ; TV = tipo de desvio vertical; DV = valor do desvio vertical em Δ e FIX = olho fixador.	167
A.4	Comparativo do resultado do diagnóstico em LEVO utilizando configuração de $DL = 11mm$ e $15\Delta/mm$. ID = identificador do paciente, TH = tipo de desvio horizontal, DH = valor do desvio horizontal em Δ ; TV = tipo de desvio vertical; DV = valor do desvio vertical em Δ e FIX = olho fixador.	168
A.5	Comparativo do resultado do diagnóstico em DEXTRO utilizando configuração de $DL = 11mm$ e $15\Delta/mm$. ID = identificador do paciente, TH = tipo de desvio horizontal, DH = valor do desvio horizontal em Δ ; TV = tipo de desvio vertical; DV = valor do desvio vertical em Δ e FIX = olho fixador.	169

Lista de Figuras

1.1	Sinoptóforo. Fonte: (AGARWAL; JACOB, 2009)	24
1.2	Objetivo da metodologia proposta.	27
2.1	Estrutura externa do olho humano.	38
2.2	Representação do eixo pupilar, do eixo visual e do ângulo kappa. .	39
2.3	Exemplo de estrabismo. Fonte: (WRIGHT <i>et al.</i> , 2007)	40
2.4	Tipos de estrabismo. (a) Esotropia (ET), (b) Exotropia (XT), (c) Hipotropia (HoT) e (d) Hipertropia (HT). Fonte: (MERCK, 2009) .	41
2.5	Simulação do teste de Hirschberg. Fonte: (TECHS, 2009)	44
2.6	Posições do olhar. Primária: PPO. Secundária: SUPRA, INFRA, DEXTRO e LEVO. Adaptada: (KIRSCH <i>et al.</i> , 2007)	45
2.7	Versões. (a) positiva, (b) negativa. FONTE: (MERCK, 2009)	47
2.8	Músculos oculares extrínsecos. FONTE: (USP, 2012)	48
2.9	Mapa de versões.	49
2.10	Cirurgia do Estrabismo. Fonte: (WRIGHT <i>et al.</i> , 2007)	51
2.11	Especímetro. Fonte: (CESTARI; HUNTER, 2012)	53
2.12	Etapas do Processamento de Imagens Digitais. Fonte: (GONZALEZ; WOODS, 2002).	59
2.13	Esquema para realce de detalhes ocultos em imagens em níveis de cinza com diferença de iluminação. Fonte: (MELO <i>et al.</i> , 2005) . .	61
2.14	Exemplo de utilização do filtro homomórfico (a) imagem original, (b) imagem após a filtragem homomórfica.	61
2.15	Exemplo de utilização da equalização do histograma (a) imagem original, (b) imagem após a equalização do histograma.	62
2.16	Aplicação do método de Canny numa imagem de olho. (a) imagem original, (b) imagem pós detecção de bordas.	65

2.17	Etapas de detecção de objetos em imagens pela TH.	66
2.18	Características do semivariograma: Alcance, Patamar e Efeito pepita. Fonte: (SOLER, 2000).	69
2.19	Definição do vetor distância.	70
2.20	Parâmetros utilizados para cálculo das funções geoestatísticas. Fonte: (CAMARGO, 1997).	70
2.21	(a) Amostras correlacionada, (b) Amostras não-correlacionadas. . .	72
2.22	Hiperplano ótimo.	78
2.23	Função de perda ϵ -insensível. FONTE: (SMOLA; SCHÖLKOPF, 2004)	81
3.1	Tabela de Snellen utilizada para avaliar a visão distante. Fonte: (ROSENFELD; LOGAN, 2009)	91
3.2	Aquisição da fotografia da face do paciente.	92
3.3	Imagens adquiridas nas 5 posições do olhar: (a) SUPRA, (b) DEXTRO, (c) PPO, (d) LEVO, (e) INFRA.	92
3.4	Etapas da Metodologia proposta pelo trabalho.	93
3.5	Fluxograma da fase de segmentação da face.	95
3.6	Fluxograma da detecção de segmentação da região dos olhos. . . .	96
3.7	Máscaras utilizadas no filtro homomórfico (a) máscara do filtro passa-alta, (b) máscara do filtro passa-baixa.	97
3.8	Etapas de localização dos olhos.	98
3.9	Componentes da Transformada de Hough: (a) Componente X do núcleo, (b) Componente Y do núcleo.	99
3.10	Distâncias e direções dos <i>lags</i> . Adaptada de: (CAMARGO, 1997)..	100
3.11	Fluxograma da fase de localização do limbo.	105
3.12	Aplicação da TH no círculo transformado do espaço x, y (à esquerda) para o espaço de parâmetros à direita.	106
3.13	Paciente com olhos entreabertos.	106
3.14	Fluxo realizado na localização no brilho.	107
3.15	Cálculo do alinhamento.	110
3.16	Informações obtidas no diagnóstico para a realização do plano cirúrgico. T.DESVIO = Tipo do Desvio (ET, XT, HT ou HoT, ORTO); FIX = Olho Fixador (Direito ou Esquerdo); Valor do desvio em PPO, INFRA, SUPRA, LEVO e DEXTRO.	111

3.17	Informações fornecidas pelo especialista para a realização do plano cirúrgico. FB = Fixação Binocular; EqE.E e EqED = Equivalente esférico do grau do olho esquerdo e direito, respectivamente; AV = Acuidade visual.	112
3.18	Arquitetura da Rede Neural Proposta por Souza <i>et al.</i> (2004). RT RM = retrocesso (recuo) do reto medial; RS RM = ressecção do reto medial; RT RL = retrocesso do reto lateral; RS RL = ressecção do reto lateral.	112
3.19	Arquitetura utilizando múltiplos regressores SVR para estimar o plano cirúrgico.	115
4.1	Imagens em que a segmentação da face falhou.	118
4.2	Face de paciente segmentada com sucesso. (a) Imagem de entrada, (b) Imagem binária da região de pele segmentada e (c) Região da face segmentada.	118
4.3	Detecção automática da região dos olhos dos pacientes nas posições: (a) DEXTRO, (b) INFRA, (c) LEVO e (d) PPO.	119
4.4	Fases da localização dos olhos.	121
4.5	Exemplos de falha na localização dos olhos. (a) PPO, (b) SUPRA e (c) DEXTRO.	124
4.6	Exemplos de acerto na localização dos olhos.	124
4.7	Exemplos de imagens nas quais a metodologia acertou na localização do limbo.	126
4.8	Exemplos de imagens nas quais a metodologia falhou na localização do limbo. (a) PPO, (b) SUPRA e (c) DEXTRO.	127
4.9	Exemplos de imagem de paciente no qual a metodologia falhou na precisão da localização do limbo.	127
4.10	Imagens de pacientes em PPO nas quais a metodologia falhou na realização do cálculo do desvio horizontal. O paciente (a) possui ET de 30Δ e paciente (b), XT de 30Δ	132
4.11	Imagens de pacientes em SUPRA em que a metodologia falhou na realização do diagnóstico. Segundo o especialista, o paciente (a) não apresenta desvio e o paciente (b), ET de 20Δ	133

4.12	Imagens de pacientes em INFRA em que a metodologia falhou na realização do diagnóstico. Segundo o especialista, o paciente (a) possui XT de 55Δ e HoT de 6Δ e o paciente (b), ET de 20Δ e HoT de 10Δ	134
4.13	Imagens de pacientes em LEVO em que a metodologia falhou na realização do diagnóstico. Segundo o especialista, o paciente (a) possui XT de 50Δ e o paciente (b), XT de 25Δ	135
4.14	Imagens de pacientes em DEXTRO em que a metodologia falhou na realização do diagnóstico. Segundo o especialista, o paciente (a) apresenta ET de 35Δ e (b) XT de 35Δ	136

Lista de Siglas

ADL	- Análise Discriminante Linear
AM	- Aprendizado de Máquina
AV	- Acuidade visual
BioID	- <i>Biometric Identity</i>
CAD	- <i>Computer-Aided Detection</i>
CADx	- <i>Computer-Aided Diagnosis</i>
CASIA	- <i>Chinese Academy of Sciences</i>
DEXTRO	- Posição do olhar direcionado para direita
EqE.D	- Equivalente esférico do grau do olho direito
EqE.E	- Equivalente esférico do grau do olho esquerdo
ET	- Esotropia
FB	- Fixação Binocular
FERET	- <i>Facial Recognition Technology</i>
FN	- Falso Negativo
FP	- Falso Positivo
HT	- Hipertropia
HoT	- Hipotropia
INFRA	- Posição do olhar direcionado para baixo
LEVO	- Posição do olhar direcionado para esquerda
OD	- Olho direito
OE	- Olho esquerdo
ORL	- <i>Olivetti Research Lab</i>
ORTO	- Olhos alinhados horizontal e/ou vertical
PCA	- Análise de Componente Principal
PPO	- Posição Primária do Olhar
RCC	- Raio da curvatura da córnea
ReRL	- Recuo dos músculos retos laterais
ReRLD	- Recuo do músculo reto lateral do olho direito
ReRLE	- Recuo do músculo reto lateral do olho esquerdo
ReRM	- Recuo dos músculos retos mediais
ReRMD	- Recuo do músculo reto medial do olho direito

RcRME	- Recuo do músculo reto medial do olho esquerdo
RP	- Reconhecimento de Padrões
RsRL	- Ressecção do músculos retos laterais
RsRLD	- Ressecção do músculo reto lateral do olho direito
RsRLE	- Ressecção do músculo reto lateral do olho esquerdo
RsRM	- Ressecção do músculos retos mediais
RsRMD	- Ressecção do músculo reto medial do olho direito
RsRME	- Ressecção do músculo reto medial do olho esquerdo
SUPRA	- Posição do olhar direcionado para cima
SVC	- Support Vector Classification
SVMs	- Support Vector Machines
SVR	- Support Vector Regression
TH	- Transformada de Hough
VN	- Verdadeiro Negativo
VP	- Verdadeiro Positivo
XT	- Exotropia

Lista de Símbolos

- Δ - Dioptrias prismáticas
- γ - Parâmetro gama utilizado na função do Kernel RBF
- ϵ - Parâmetro utilizado na função de perda no algoritmo epsilon-SVR

Sumário

1	Introdução	21
1.1	Justificativa	25
1.2	Objetivos	27
1.2.1	Objetivos Específicos	27
1.3	Trabalhos Relacionados	28
1.4	Organização da Tese	36
2	Fundamentos Teóricos	37
2.1	O Olho	37
2.2	O Estrabismo	39
2.2.1	Método de Hirschberg	43
2.2.2	Movimentos oculares extrínsecos	45
2.2.3	Músculos oculares extrínsecos (MOE)	47
2.2.4	Planejamento Cirúrgico	49
2.3	Métodos Computacionais de Auxílio ao Diagnóstico	57
2.4	Processamento de Imagens Digitais	58
2.4.1	Filtragem Homomórfica	60
2.4.2	Equalização do Histograma	62
2.4.3	Método de Canny	62
2.4.4	Transformada de Hough	65
2.5	Análise de Textura	66
2.5.1	Funções Geoestatísticas para Extração de Textura	67
2.5.2	Semivariograma	68
2.5.3	Semimadograma	71
2.5.4	Covariograma	71

2.5.5	Correlograma	72
2.6	Seleção de Características usando Análise Discriminante Linear <i>Stepwise</i>	72
2.7	Reconhecimento de Padrões	74
2.7.1	Máquina de Vetores de Suporte	75
2.8	Validação de Resultados	82
2.9	Resumo	84
3	Materiais e Métodos	86
3.1	<i>Software</i> e <i>Hardware</i> utilizados	87
3.2	Pacientes	88
3.2.1	Protocolo de Aquisição	88
3.2.2	Aquisição das imagens	90
3.3	Metodologia Proposta	92
3.3.1	Segmentação da Face	94
3.3.2	Detecção da Região dos Olhos	96
3.3.3	Localização dos Olhos	97
3.3.4	Localização do Limbo e do Brilho	103
3.3.5	Detecção do Estrabismo	108
3.3.6	Diagnóstico do Estrabismo	109
3.3.7	Planejamento Cirúrgico	112
3.4	Resumo	116
4	Resultados e Discussões	117
4.1	Segmentação da Face	117
4.2	Detecção da Região dos Olhos	119
4.3	Localização dos Olhos	120
4.4	Localização do Limbo e do Brilho	125
4.5	Detecção do Estrabismo	127
4.6	Diagnóstico do Estrabismo	128
4.6.1	PPO	131
4.6.2	SUPRA	132
4.6.3	INFRA	133
4.6.4	LEVO	134
4.6.5	DEXTRO	135

4.7	Planejamento Cirúrgico	136
4.7.1	Abordagem I	137
4.7.2	Abordagem II	141
4.8	Resumo	145
5	Conclusão	147
5.1	Contribuição	149
5.2	Trabalhos Futuros	150
A	Resultado Diagnóstico	164

CAPÍTULO 1

Introdução

Estrabismo, ou vesgueira, é uma anomalia dos olhos em que eles perdem o paralelismo entre si, afetando entre 1 a 4% da população (NELSON; OLITSKY, 2005). Enquanto um olho fixa um ponto frontal, o outro volta-se para um dos lados ou mesmo para cima ou para baixo. Desta forma, o cérebro recebe duas imagens com focos diferentes, em vez de duas imagens que se fundem numa única. Existem diversos tipos de estrabismo: o olho afetado pode estar desviado em direção ao nariz (estrabismo convergente), para o lado (estrabismo divergente), para cima ou para baixo (estrabismo vertical). Pode haver uma combinação de desvio horizontal e vertical num mesmo paciente como, por exemplo, em direção ao nariz e para cima.

O estrabismo é uma das alterações oftalmológicas mais comuns na infância. Desta interação binocular anormal pode advir uma das formas de ambliopia. A ambliopia é a diminuição da acuidade visual, decorrente de um desenvolvimento visual anormal, unilateral ou bilateral (mais raro). Pode ser definida, também, pela diferença da acuidade visual entre os dois olhos (LOPES, 2006). Aliás, o estrabismo é considerado o principal causador da ambliopia.

De uma maneira geral, pode-se dizer que o componente motor do estrabismo – ou seja, o aspecto estético do desvio – pode ser tratado em qualquer época da vida; ainda que os desvios antigos costumem ser de tratamento mais trabalhoso, devido a alterações secundárias que podem se unir à perturbação motora inicial. Porém, as perturbações sensoriais são mais arraigadas e há um período curto da vida do indivíduo em que são passíveis de tratamento: período sensitivo do

sistema visual, que dura até cerca dos nove anos de idade. Assim sendo, como a principal complicação sensorial de um desvio é, conforme já referido, a ambliopia estrabísmica, deve-se implementar o seu tratamento tão logo um estrabismo com características ambliogênicas seja detectado (AHRQ, 2004; LIFESPAN, 2008; OLERF, 2008; NOORDEN; CAMPOS, 2001; DIAZ; DIAS, 2000).

A ambliopia é a principal causa de baixa de visão (que não inclui apenas acuidade visual, mas também percepção espacial, movimento, cores e contrastes) em crianças, afetando cerca de 2 a 4% da população (AHRQ, 2004; LIFESPAN, 2008; OLERF, 2008; NOORDEN; CAMPOS, 2001; DIAZ; DIAS, 2000). É também a principal causa monocular de deficiência visual, em qualquer idade. A ambliopia é definida como uma baixa de acuidade visual de um ou de ambos os olhos, sem alterações anatômicas na estrutura ocular ou das vias ópticas. Pode-se dizer que um olho é amblíope quando tem uma acuidade visual inferior à de um olho considerado normal. A falta de tratamento da ambliopia pode acarretar baixo rendimento escolar, com dificuldade no aprendizado e, por conseguinte, pode contribuir para a formação de uma baixa autoestima.

Decerto, a ambliopia representa um problema importante de ordem socioeconômica, principalmente considerando-se que ela aumentará o risco, em até três vezes, de cegueira futura nos dois olhos, por aumentar a chance de lesão traumática no olho em crianças, jovens e adultos. Nos idosos, a causa principal seria a associação de ambliopia em um dos olhos à degeneração macular¹ relacionada à idade no outro (AHRQ, 2004; NOORDEN; CAMPOS, 2001; CHUA; MITCHELL, 2004).

A maioria dos casos de estrabismo exige tratamento cirúrgico para a sua eliminação. Na maior parte das vezes, a finalidade deste é apenas estética; isso, entretanto, não diminui a sua importância, visto que a eliminação de um defeito físico, qualquer que seja, especialmente quando localizado nos olhos, principal órgão de relacionamento humano, está intimamente ligada à saúde emocional. Em muitos casos, no entanto, a cirurgia visa instaurar ou recuperar a visão binocular², já que a visão do olho desviado, anteriormente amblíope, estará sendo utilizada

¹Degeneração macular é um transtorno ocular que causa perda da visão central, impossibilitando a realização de atividades simples como ler, dirigir e assistir à televisão.

²Visão binocular é a possibilidade de perceber estímulos visuais com os dois olhos, possibilitando a percepção a distância dos objetos.

com todas as suas vantagens, como a estereopsia ³ e o reflexo de fusão, garantia de estabilidade do resultado obtido.

Os fatores envolvidos no planejamento da estratégia cirúrgica em casos de estrabismo são muito complexos, envolvendo tanto a participação do conhecimento científico teórico como a experiência do cirurgião (NOORDEN; CAMPOS, 2001; DIAZ; DIAS, 2002). Existem diversas fórmulas e tabelas, baseadas em séries de casos que fornecem valores para o planejamento cirúrgico de acordo com o grau do desvio observado (NOORDEN; CAMPOS, 2001; DIAZ; DIAS, 2000). O uso de fórmulas e tabelas apresenta como desvantagem o fato de estas fornecerem valores médios, que muitas vezes não podem ser aplicados individualmente (DIAZ; DIAS, 2000), já sendo bem estabelecida a grande variabilidade da correção cirúrgica obtida em termos de dioptrias prismáticas⁴(Δ) por milímetro de recuo e/ou ressecção (NOORDEN; CAMPOS, 2001).

Antes do planejamento, faz-se o diagnóstico por meio de exames de acuidade visual, fundo de olho ou fundoscopia, verificação externa dos olhos (córnea, esclera, conjuntiva, íris, cristalino etc.) e exame de motilidade⁵, realizado por meio do *Cover Test*⁶ e do teste de Hirschberg. O teste de Hirschberg (Seção 2.2.1) consiste basicamente em incidir um pequeno foco de luz nos olhos do paciente, observando se o reflexo em cada olho está localizado no mesmo lugar em cada uma das córneas. Além desses exames, existem aparelhos denominados de sinoptóforos⁷ eletrônicos que medem o estrabismo através da projeção de duas imagens separadas e dissimilares na mesma posição do espaço. A Figura 1.1 ilustra um sinoptóforo utilizado em consultórios oftalmológicos.

O objetivo do uso do processamento digital de imagens consiste em melhorar

³Capacidade humana de perceber profundidade e tridimensionalidade nas imagens captadas e processadas pelo cérebro.

⁴Dioptrias prismáticas são unidades de medição do desvio de luz que passa através de um prisma igual a um desvio de um centímetro a uma distância de um metro.

⁵O exame de motilidade, também definido como Teste Ortóptico, realiza a avaliação do alinhamento nos olhos nas diversas posições do olhar.

⁶Cover Test ou Teste de Oclusão é realizado com a oclusão de um dos olhos: se ele tem tendência a se desviar, entra em desvio, atrás da cobertura. Quando o descobrimos, ou ele aparece desviado e assim fica, ou se move para a posição correta, recuperando o alinhamento.

⁷O Sinoptóforo é um equipamento destinado para investigação diagnóstica e tratamento ortóptico de estrabismos.



Figura 1.1: Sinoptóforo. Fonte: (AGARWAL; JACOB, 2009)

o aspecto visual de certas feições estruturais para o analista humano e fornecer subsídios na interpretação, inclusive gerando produtos que possam ser posteriormente submetidos a outros processamentos. A evolução da tecnologia de computação digital, bem como o desenvolvimento de novos algoritmos para lidar com sinais multidimensionais tem permitido uma gama de aplicações cada vez maior a estas tecnologias.

O processamento de imagens na medicina representa um conjunto de técnicas computacionais que podem prover auxílio ao diagnóstico, planejamento de tratamentos, simulação de cirurgias, compressão de imagens em bancos de exames, recuperação de exames por conteúdo de imagens, auxílio à pesquisa em medicina e educação médica, dentre outros procedimentos.

Sistemas de detecção e diagnóstico auxiliado por computador (respectivamente CAD - *Computer-Aided Detection* e CADx - *Computer-Aided Diagnosis*) têm sido propostos com o objetivo de auxiliar o especialista, indicando áreas suspeitas, bem como anormalidades mascaradas. Esses sistemas têm sido desenvolvidos por vários grupos de pesquisa, visando auxiliar, por exemplo, a detecção e o diagnóstico precoce do câncer de mama (GUPTA; UNDRILL, 1995; MEERSMAN *et al.*, 1998; KINOSHITA *et al.*, 2004). Essa categoria de sistema vem ganhando cada vez mais espaço na medicina moderna.

1.1 Justificativa

Dados mundiais a respeito da prevalência e incidência da cegueira e visão subnormal evidenciam que 20% das crianças em idade escolar apresentam alguma perturbação oftalmológica (erro de refração, ambliopia, conjuntivite, estrabismo, seqüela de acidente ocular, malformação congênita etc.) (ANTONELLI *et al.*, 2012). Dentre estas perturbações, o tratamento do estrabismo congênito constitui um problema particularmente grave de saúde pública, pois uma criança não tratada precocemente fica não só com os olhos desalinhados, mas também tornar-se-á um adulto portador de um tipo especial de cegueira, em um ou ambos os olhos, conhecido por ambliopia ou olho preguiçoso.

Nesse sentido, seria oportuno que os programas de saúde pública priorizassem a identificação de alterações oftalmológicas nas crianças em idade pré-escolar e escolar, pois os principais problemas visuais, como estrabismo, ametropias, anisometropias, cataratas congênicas, retinoblastomas, glaucoma, malformações etc., podem diminuir a capacidade visual levando até à cegueira. Essas alterações podem ser descobertas por meio de triagem e devem ser tratadas o mais breve possível. A investigação de problemas oculares em crianças, com idade pré-escolar e escolar, por meio de oftalmologistas mostra-se muito dispendiosa e mesmo impraticável em saúde pública. Uma solução viável é a triagem auxiliada por computador em populações de crianças, para posterior avaliação por oftalmologistas.

O Brasil possui o Sistema Único de Saúde (SUS), que é um dos maiores sistemas de saúde pública do mundo. Este abrange desde o simples atendimento ambulatorial até o transplante de órgãos, garantindo acesso integral, universal e gratuito para toda a população do país. Para atender às diretrizes do SUS, criou-se em 2007 o Programa de Saúde na Escola (PSE), resultante de uma parceria entre os ministérios da Saúde e da Educação, tendo como objetivo reforçar as ações de saúde em âmbito primário, bem como a prevenção de doenças e a construção de uma cultura de paz nas escolas.

O PSE está estruturado em quatro blocos: o primeiro consiste na avaliação das condições de saúde, envolvendo estado nutricional, incidência precoce de hipertensão e diabetes, saúde bucal (controle de cárie), acuidade visual e auditiva, além da avaliação psicológica do estudante. Assim, observa-se a relevância desta

pesquisa, visto que poderá contribuir para o diagnóstico precoce do estrabismo concomitante à realização do teste de acuidade oftalmológica, podendo até mesmo ampliá-lo para as atividades desenvolvidas no Programa de Saúde da Família (PSF). Em ambos os casos, o método pode ser aplicado por técnicos não especialistas em estrabismo, auxiliando na triagem de pacientes e contribuindo, conseqüentemente, para a diminuição de filas e dos gastos públicos.

A adoção desta metodologia pelo Sistema Único de Saúde (SUS), aplicada ao Programa de Saúde na Escola (PSE) e/ou ao Programa de Saúde da Família (PSF) viabilizaria atingir a melhor fase para realizar o tratamento do estrabismo, que é até os sete anos de idade, quando o desenvolvimento ainda não está consolidado. Após esta fase, os tratamentos não costumam obter o sucesso possível e desejado. As metas do tratamento do estrabismo são: preservar a visão, alinhar os olhos e restaurar a visão binocular.

Entretanto, o emprego de recursos de alta tecnologia no auxílio diagnóstico e terapêutico em oftalmologia ainda não é uma realidade dentro da subespecialidade estrabismo. Assim, não é fácil de se conseguir médicos com experiência nesta subárea fora dos grandes centros urbanos, o que dificulta sobremaneira o diagnóstico precoce de estrabismos. Diante desta problemática, o estudo em questão visa desenvolver uma metodologia capaz de, pela análise automatizada de imagens (capturadas com alguns cuidados técnicos mínimos por uma câmera fotográfica digital comum) determinar, com boa sensibilidade, o risco de um paciente ter estrabismo, quantificar o desvio e indicar o plano cirúrgico para os pacientes que necessitarem de intervenção cirúrgica.

Além da aplicação da metodologia na detecção precoce do estrabismo, a solução proposta é relevante, ainda, no auxílio dos especialistas na realização do diagnóstico e do planejamento cirúrgico. Pode ser utilizada em consultórios públicos especializados em oftalmologia, substituindo equipamentos caros, de manuseio complexo e que demandam espaço físico. A utilização da técnica representaria, assim, uma melhor gestão dos recursos públicos aplicados na área da saúde.

1.2 Objetivos

Diante do contexto apresentado, o objetivo desta tese é desenvolver uma metodologia computacional baseada no método de Hirschberg, usando técnicas de Visão Computacional, Processamento de Imagens e Reconhecimento de Padrões capazes de detectar e realizar o diagnóstico sintrômico do estrabismo automaticamente, além de planejar o tratamento cirúrgico para os pacientes que necessitarem de intervenção cirúrgica. A Figura 1.2 representa o objetivo da metodologia proposta sendo aplicada, por exemplo, na triagem de pacientes estrábicos do Sistema Único de Saúde (SUS), alertando quanto à presença ou ausência do estrabismo e auxiliando o especialista na realização do planejamento cirúrgico.

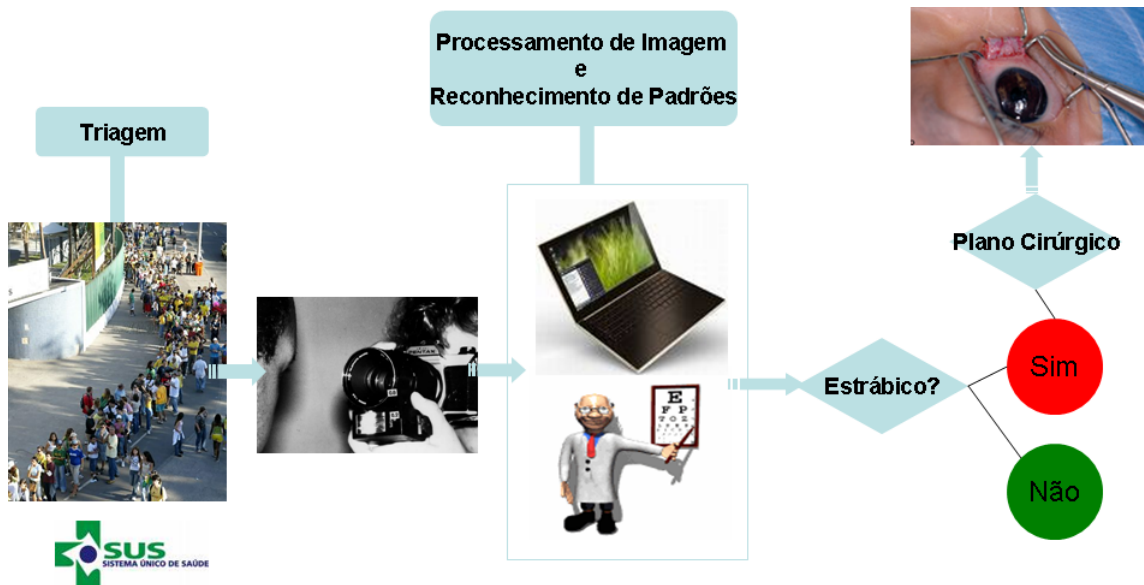


Figura 1.2: Objetivo da metodologia proposta.

1.2.1 Objetivos Específicos

No sentido de alcançar o objetivo geral pretendido, os seguintes objetivos específicos tiveram que ser contemplados:

- Aplicar técnicas de Processamento de Imagem e Reconhecimento de Padrões para realização dos testes de Hirschberg em imagens digitais;

- Desenvolver um método de localização dos olhos para viabilizar a identificação do estrabismo;
- Desenvolver um método de detecção do estrabismo de forma que leigos nesta anomalia possam utilizá-lo;
- Fornecer o diagnóstico sindrômico empregando linguagem e unidades de medidas utilizadas pelos especialistas para aferir desvios;
- Fornecer o plano cirúrgico em milímetros de recuo e/ou ressecção para cada músculo ocular;
- Analisar as vantagens e limitações do método proposto.

1.3 Trabalhos Relacionados

Esta seção apresenta pesquisas, equipamentos e trabalhos relacionados à etapa de localização dos olhos, bem como à detecção, ao diagnóstico e ao plano cirúrgico do estrabismo.

Para desenvolver um método capaz de auxiliar o especialista na detecção, diagnóstico e plano cirúrgico de estrabismos necessita-se, inicialmente, da localização dos olhos. Neste sentido, diversos trabalhos têm sido desenvolvidos para localizar automaticamente os olhos em imagens digitais. Kim e Kim (2008) apresentaram um método para detecção de olhos em imagens faciais utilizando momento Zernike com Máquinas de Vetores Suporte (SVMs, do inglês Support Vector Machines). Neste, os padrões olho e não-olho são representados em termos da magnitude do momento Zernike e classificados pelas SVMs. O momento Zernike é invariante à rotação, ou seja, permite detectar olhos se a face estiver rotacionada. A propriedade ortogonal do polinômio de Zernike possibilita cada momento ser único e independente da informação de uma imagem. O método alcança taxa de acerto de 94,6% para detecção de olhos de imagens de face da base ORL (*Olivetti Research Lab*) (CAMBRIDGE, 2009).

Com objetivo semelhante, Peng *et al.* (2005) utilizaram o método baseado em *template* para localizar o centro da íris obtendo taxa de acerto de 95,2% para as imagens sem óculos da base ORL. Para tal, combinam as vantagens de duas

técnicas existentes: métodos baseados em características e métodos baseados em *templates*. Os autores usam o primeiro para encontrar as duas regiões amplamente fora dos olhos, seguido do método baseado em *template* para localizar o centro da íris dentro dessas sub-regiões na face.

Takegami *et al.* (2003) desenvolveram um algoritmo de autocalibração para detectar a posição do olhar usando o ângulo de rotação de uma imagem de elipse da pupila aplanada. A Transformada de Hough para elipse é utilizada por meio dos parâmetros do algoritmo de autocalibração para detectar a forma da pupila. Para detectar a direção do olhar com alta precisão é necessário diferenciar direção do olho de direção do olhar. A direção do olho é definida como uma direção geométrica do globo ocular, enquanto a direção do olhar é a detecção do olhar fixo ao longe. Nesse algoritmo, o centro de curvatura da córnea é usado indiretamente e a pupila é aproximada robustamente usando a Transformada de Hough. Este método permite detectar a direção do olhar sempre que a posição da cabeça é movida em relação à câmera.

Já Wang *et al.* (2005) utilizaram um classificador probabilístico para localizar a região dos olhos. A detecção do olho é realizada por meio da extração de características usando *Nonparametric Discriminant Analysis* (NDA) e classificador *AdaBoost*. Para tal, foram utilizados 500 pares de imagens de olhos da base FERET obtendo uma taxa global de acerto de 94,5%.

Wang e Yang (2008) desenvolveram um método de detecção de olhos em faces usando imagens em níveis de cinza, *template matching* binário e SVMs. O método está dividido em duas etapas principais: localização dos pares de olhos e detecção precisa do olho. Inicialmente a imagem é melhorada, utilizando filtro homomórfico, e binarizada. Todos os candidatos a pares de olhos são reescalados para um tamanho fixado e enviados para um classificador SVM que verifica os candidatos e obtém os pares reais dos olhos. Este obteve taxa de detecção precisa dos olhos de 96,8% para 1521 imagens do banco de faces BioID.

Nos estudos de Motwani *et al.* (2004) apresentou-se um método de detecção de olhos em faces usando *Wavelets* e Redes Neurais *Back Propagation*. As entradas da Rede Neural são os coeficientes máximos da vizinhança da *Wavelet*. A saída da rede é a classificação em regiões de olho ou não-olho. Os resultados obtidos para o banco de imagens de face ORL foram de 88% de acerto.

Souza Jr. *et al.* (2009) propuseram um método para identificação de pessoas por meio da análise da textura da íris usando as funções geoestatísticas semivariograma e correlograma. O método obteve taxa de sucesso de 98,14% utilizando um banco de dados de íris denominado CASIA. Já nesta tese, as funções geoestatísticas são utilizadas para discriminar padrões de textura dos olhos em relação as outras áreas da face humana.

Tabela 1.1: Resumo das características e técnicas aplicadas, pelos autores citados, na detecção de olho.

Autor	Características/Técnicas	Imagens
Kim e Kim (2008)	- Momento Zernike - Support Vector Machines	ORL
Peng <i>et al.</i> (2005)	- Método baseado em Template - Método baseado em características	ORL
Takegami <i>et al.</i> (2003)	- Transformada de Hough - Autocalibração - Direção do olhar	
Wang e Yang (2008)	- <i>NDA</i> - Classificador <i>AdaBoost</i>	FERET
Wang e Yang (2008)	- Nível de cinza - <i>Template matching</i> binário - Filtro homomórfico - Support Vector Machines	BioID
Motwani <i>et al.</i> (2004)	- <i>Wavelets</i> - Redes neurais	ORL
Nesta Tese	- Equalização do histograma - Funções geoestatísticas - Análise discriminante linear - Support Vector Machines	200 pacientes

O campo que envolve o uso de ferramentas computacionais para auxílio ou acompanhamento do diagnóstico médico em estrabismo ainda é visto como muito recente. Entretanto, algumas ferramentas já foram ou estão sendo desenvolvidas para que profissionais da área médica possam tomar decisões confiáveis a respeito de patologias da visão. A literatura disponível traz trabalhos reconhecidos que tratam do mesmo objetivo abordado pelo método proposto.

Jolson *et al.* (1992) desenvolveram um equipamento chamado de *Trophometer* para medir a posição e o movimento ocular usando processamento

de imagem, para auxílio médico do diagnóstico de forias⁸ e tropias⁹. Foi utilizada a técnica de *moving window thinning* para detecção de bordas da pupila e do limbo e a Transformada de Hough foi aplicada para localizar a pupila.

Helveston *et al.* (2001) propuseram um método utilizando telemedicina para tratamento de estrabismo em locais sem especialistas de estrabismos. Para tal, utilizaram câmeras digitais fotográficas para aquisição das imagens dos pacientes pelos oftalmologistas e computadores para envio das imagens por *e-mail*. Para pacientes cooperativos, foram adquiridas imagens nas nove posições do olhar: imagens com a cabeça inclinada 45° para cada um dos lados; imagens ocluindo-se cada um dos olhos; além de quatro imagens adicionais, totalizando 17 imagens. Além das imagens, os oftalmologistas forneceram informações como acuidade visual, idade, sexo, refração, medidas do alinhamento ocular, além do histórico médico do paciente. As imagens enviadas foram analisadas por estrabólogos¹⁰ e, em seguida, o diagnóstico e o plano de tratamento traçado pelo grupo de especialistas foi retornado por *e-mail* para os oftalmologistas.

Enmyk *et al.* (2008) desenvolveram um sistema de vídeo automático de baixo custo, utilizando imagens de fotorrefração e técnicas de inteligência artificial (lógica fuzzy, rede neural e árvore de decisão) para investigação automática de ambliopia, obtendo melhor acurácia de 77% para a abordagem utilizando árvore de decisão.

Libralão *et al.* (2005) descreveram uma abordagem para a avaliação dos vícios refrativos do olho humano (miopia, hipermetropia e astigmatismo) por meio de técnicas de Aprendizado de Máquina. Tais vícios foram diagnosticados a partir da análise de imagens do olho adquirida pela técnica de Shack-Hartmann. As imagens foram pré-processadas usando análise de histograma e informações espaciais. Em seguida, foram utilizadas as técnicas de análise de componente principal (PCA) e a transformada *wavelet* de Gabor. Por fim, as características extraídas pela etapa anterior foram analisadas pelas Máquinas de Vetores Suporte.

⁸O mesmo que desvio latente. É a perda do alinhamento que não aparece de imediato, na inspeção ou fotografia do rosto de uma pessoa. Para se tornar visível tem que ser provocado pelo chamado *cover test*, ou teste de oclusão (SBO, 2012).

⁹O mesmo que desvio manifesto. Um, ou ambos os olhos, aparece(m) fora do alinhamento, à simples inspeção ou fotografia do rosto de uma pessoa (SBO, 2012).

¹⁰Médicos com especialidade no tratamento do estrabismo.

Visando dar mais fidedignidade ao teste de Hirschberg, algumas variações vêm sendo implementadas. Um exemplo disso é a utilização do computador como auxiliar na realização do método, por meio de fotos ou vídeos digitais ou digitalizados. Porém, nestes experimentos tem-se trabalhado com flashes compostos por LEDs dispostos de forma circular, ou fotografias realizadas em sala especialmente preparada para este fim, onde se administra até a intensidade da luz ambiente para se ter controle, por exemplo, da dilatação pupilar. Ou seja, não parece algo fácil de ser reproduzido em qualquer consultório oftalmológico. Além do fato de que todos estes métodos estão sujeitos a variações em decorrência do tamanho pupilar (ISHIZAKI *et al.*, 1993; QUICK; BOOTHE, 1992; MILLER *et al.*, 1993).

Laboratórios de pesquisa de motilidade¹¹ ocular utilizam rastreadores oculares ou dispositivos magnéticos para mensurar desvios e movimentações oculares que, embora muito precisos, são métodos caros e difíceis de se aplicar na prática, em uma situação real (QUICK; BOOTHE, 1992).

Existe também o relato de aparelhos utilizados para aferição de estrabismo que nada mais são do que sinoptóforos eletrônicos¹² (SUBHARNGKASEN, 2003)(ver Figura 1.1). No entanto, os sinoptóforos apresentam as seguintes inconveniências: difícil manuseio por não especialistas em motilidade ocular; tamanho demasiado grande; necessidade de mesa elétrica ajustável a altura e de apoio para o queixo; difícil transporte. Pesa ainda o fato de só poderem ser aplicados a pacientes colaborativos.

Outra forma mais recente de se fazer triagem para ambliopia é usando filtros polaroide para detecção de supressão (POTT *et al.*, 2003), mas este método também requer o uso de materiais especiais que normalmente o médico (não interessado em estrabismo ou oftalmopediatria) não terá.

Recentemente, Model e Eizenman (2011) propuseram uma metodologia para determinar a constante de proporcionalidade do desvio e o ângulo kappa¹³ por

¹¹O exame de motilidade ocular avalia o alinhamento dos olhos nas diversas posições do olhar, para detecção de desvio da posição normal dos olhos.

¹²Aparelho utilizado para testar a percepção simultânea de duas imagens separadas e dissimilares projetadas na mesma posição do espaço.

¹³O ângulo Kappa é o ângulo formado entre o eixo anatômico do olho e o óptico ou linha de visada.

meio do teste de Hirschberg. Para conseguir tal objetivo, desenvolveram um sistema de rastreamento do olhar utilizando duas câmeras e três fontes de luz infravermelha localizada entre as câmeras. O reflexo de luz gerado na pupila é rastreado automaticamente pelo sistema que permite livre movimentação da cabeça do paciente. Realizaram testes com cinco crianças obtendo resultados de 95% de acerto na determinação do ângulo Kappa.

Na literatura, encontram-se poucos trabalhos que tratam sobre a utilização de ferramentas computacionais no auxílio à elaboração do plano cirúrgico do estrabismo. Um dos trabalhos existentes é dos autores Souza *et al.* (2004), no qual elaboraram uma rede neural artificial para planejar cirurgias em pacientes portadores de estrabismo sensorial com desvios horizontais.

Buscando técnicas computacionais para auxiliar o oftalmologista na realização de cirurgias de estrabismo, Souza *et al.* (2004) modelaram uma rede neural artificial do tipo *backpropagation* para planejar a estratégia cirúrgica em pacientes portadores de estrabismo sensorial com desvio horizontal. O estudo foi realizado com 95 pacientes. Todos os pacientes apresentavam baixa acuidade visual mais acentuada em um dos olhos e indicação cirúrgica restrita a retrocesso e ressecção dos músculos retos horizontais. Os dados coletados foram: sexo, idade, acuidade visual, diagnóstico, desvio para longe e perto em posição primária do olhar e cirurgia proposta. Nos pacientes com exotropia o erro médio foi de 0,4 mm, para o recuo do músculo reto lateral, e de 0,3 mm, para a ressecção do músculo reto medial. Nas esotropias, o erro médio foi de 0,2 mm, para o recuo do músculo reto medial, e de 0,5 mm, para ressecção do músculo reto lateral.

As Redes Neurais Artificiais do tipo *backpropagation* também foram utilizadas por Chandna *et al.* (2009) para realização de diagnóstico diferencial¹⁴ de estrabismos verticais (desvios para cima e para baixo). A magnitude do desvio fornecido manualmente pelo especialista à rede neural foi medida por meio do exame de cobertura alternado juntamente com prismas. A taxa de acurácia foi de 100% no diagnóstico. Já na tese aqui proposta, sugere-se que a magnitude do desvio seja determinada automaticamente por meio da aplicação das técnicas de processamento de imagem e reconhecimento de padrões na foto do paciente.

Existem, também, sistemas que auxiliam o especialista, como o software Squint

¹⁴O diagnóstico diferencial é o método para distinguir dois distúrbios de aparência semelhante.

Master (SINGH, 2012), desenvolvido para sugerir o diagnóstico e o tratamento cirúrgico. O autor agregou na ferramenta o conhecimento necessário para realização do diagnóstico e do plano cirúrgico. Para tal, é necessário que as medidas do desvio sejam informadas. Os usuários do programa devem ter conhecimento sobre duração, versão e realização de Cover Test, além de ser necessária a utilização de prismas padrão para aferição dos desvios. Ou seja, o especialista faz todos os exames manuais para gerar os dados necessários para que o software o auxilie no diagnóstico e no plano cirúrgico.

Tabela 1.2: Resumo das características e técnicas aplicadas, pelos autores citados, na detecção, diagnóstico e planejamento cirúrgico do estrabismo.

Autor	Características/Técnicas	Estrabismo
Jolson <i>et al.</i> (1992)	- Trophorometer - <i>moving window thinning</i> - Transformada de Hough	Diagnóstico: - Forias - Tropias
Helveston <i>et al.</i> (2001)	- Telemedicina - Envio de imagens	Diagnóstico Plano de tratamento
Eenmyk <i>et al.</i> (2008)	- Fotorefração - Lógica Fuzzy - Rede Neural	Ambliopia
Model e Eizenman (2011)	- Teste de Hirschberg -	constante do desvio Ângulo kappa
Souza <i>et al.</i> (2004)	- Redes Neurais	Plano cirúrgico desvios horizontais
Chandna <i>et al.</i> (2009)	- Redes Neurais	diagnóstico diferencial desvios verticais
SINGH (2012)	- software - Informação do especialista	planejamento cirúrgico
Nesta tese	- Teste de Hirschberg - Funções geoestatísticas - Support Vector Machines - Support Vector Regression - Método de Canny - Transformada de Hough - Análise Discriminante Linear - Filtragem Homomórfica - Desvio em dioptrias	detecção diagnóstico plano cirúrgico

Diferentemente dos equipamentos utilizados atualmente nos consultórios oftalmológicos, apresentados na revisão de literatura, esta tese objetiva o estudo

e a criação de uma maneira fácil, ágil e menos onerosa de se avaliar de forma automatizada o risco de um paciente ter estrabismo e indicar o diagnóstico e o plano cirúrgico. Busca-se, ainda, que esse método seja acessível a oftalmologistas generalistas ou não subespecializados em estrabismo. Pretende-se utilizar máquina fotográfica digital e um computador, portátil ou não, com o *software* implementado seguindo a metodologia proposta nesta tese.

Almeida (2010) propôs uma metodologia computacional para detecção automática de estrabismo através do teste de Hirschberg. A base de imagens utilizada era formada por 45 pacientes sem estrabismo com desvios menores ou iguais a 15Δ . As imagens foram adquiridas com os pacientes na posição primária do olhar (PPO). O estrabismo foi detectado utilizando o valor do desvio em pixels e através da definição de pontos de cortes, ou limiares de até 1,0 *pixel* para desvios verticais e 2,0 *pixels* para desvios horizontais para que um paciente seja considerado normal. O método obteve acurácia de 94% na classificação de indivíduos com ou sem estrabismo.

Dando continuidade à pesquisa realizada por Almeida (2010), a tese aqui proposta acrescenta a verificação dos desvios nas posições secundárias do olhar: SUPRA (olhar para cima), INFRA (olhar para baixo), DEXTRO (olhar para direita) e LEVO (olhar para a esquerda). Acrescenta, também, a realização do diagnóstico sindrômico do estrabismo para cada paciente, quantificando desvios em dioptrias prismáticas (Δ) – unidade utilizada pelos estrabólogos para mensurar o desvio – visando auxiliar o plano cirúrgico elaborado pelo especialista. O sucesso do tratamento cirúrgico do estrabismo depende da avaliação precisa do grau de desalinhamento.

Outra mudança importante em relação ao trabalho de Almeida (2010) ocorreu no protocolo de aquisição das imagens. Neste estudo, foram incluídos pacientes com desvios maiores que 15Δ e menores que 90Δ . A metodologia de Almeida (2010) limitou-se a detectar desvios em pacientes com até 15Δ , com o objetivo de detectar desvios que não eram visualmente identificados, contribuindo na realização de triagem de paciente. Já nesta tese, a metodologia foi ampliada para, além de servir na triagem, contribuir no auxílio ao diagnóstico e na elaboração do plano cirúrgico.

1.4 Organização da Tese

Além deste capítulo inicial, a tese conta com outros quatro capítulos que visam contemplar todos os objetivos de pesquisa descritos na Seção 1.2.

No **Capítulo 2** apresenta-se a fundamentação teórica necessária para a compreensão da presente tese. São descritos os conceitos correlatos aplicados ao estudo do estrabismo como a anatomia dos olhos, o método de Hirschberg, os movimentos e músculos oculares extrínsecos, a causa, consequência, tipos e planejamento cirúrgico do estrabismo. São descritas as técnicas de processamento de imagens (filtragem homomórfica, equalização do histograma, método de Canny e a transformada de Hough), as funções geoestatísticas (semivariograma, semimadograma, correlograma e covariograma), técnica de seleção de características usando Análise Discriminante *stepwise* além da Máquina de Vetor de Suporte para classificação e para regressão, conhecidas como SVC (*Support Vector Classification*) e SVR (*Support Vector Regression*), respectivamente. Por fim, apresentam-se os métodos estatísticos utilizados na validação dos resultados da metodologia proposta.

No **Capítulo 3** descrevem-se o protocolo de aquisição das imagens, os critérios de inclusão dos pacientes na base de imagens e sete etapas (segmentação da face, detecção de região dos olhos, localização dos olhos, localização do limbo e do brilho; detecção, diagnóstico e plano cirúrgico do estrabismo) que compõem a metodologia utilizada para diagnosticar e realizar o plano cirúrgico do estrabismo em imagens digitais por meio do teste de Hirschberg.

No **Capítulo 4** apresentam-se os resultados e as discussões obtidos em cada uma das etapas da metodologia proposta.

No **Capítulo 5** apresentam-se as conclusões da pesquisa, mostrando a eficácia dos métodos utilizados e apresentando as contribuições e sugestões para trabalhos futuros.

No **Apêndice A** apresentam-se tabelas com os dados do diagnóstico fornecido pela metodologia comparados ao diagnóstico do especialista nas posições primária e secundária do olhar.

CAPÍTULO 2

Fundamentos Teóricos

Este capítulo apresenta a fundamentação teórica utilizada no desenvolvimento desta tese, necessária para compreensão das técnicas utilizadas para alcançar os objetivos. São abordados tópicos da medicina oftalmológica sobre: anatomia ocular, estrabismo, teste de Hirschberg, movimentos oculares e planejamento cirúrgico. Abordam-se, ainda, as principais técnicas computacionais de processamento de imagens utilizadas pelo método proposto: método de Canny e Transformada de Hough.

São apresentados, também, métodos de análise de textura baseados em medidas geoestatísticas, dentre elas: semivariograma, semimadograma, covariograma e correlograma; métodos de classificação, regressão e reconhecimento de padrões utilizando Máquina de Vetor de Suporte (SVM) do tipo SVC, aplicada em classificações, e do tipo SVR, utilizada em aplicações de regressão, seleção de características usando Análise Discriminante *stepwise* e técnicas de validação de resultados.

2.1 O Olho

Os olhos são órgãos fotossensíveis complexos que atingem alto grau de evolução, permitindo uma análise minuciosa quanto à forma dos objetos, 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 e nervos para conduzir o estímulo ao córtex cerebral (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 1999).

O olho é constituído por três camadas dispostas concentricamente: 1. a camada externa, formada pela esclera (esclerótica) e pela córnea; 2. a camada média ou túnica vascular, constituída pelo coróide¹, pelo corpo ciliar e pela íris; 3. a camada interna nervosa, a retina, que se comunica com o cérebro pelo nervo óptico. Além desses envoltórios, o olho apresenta o cristalino ou lente, uma estrutura biconvexa transparente, que é mantida em posição graças a um ligamento circular, a zona ciliar, que se insere sobre um espessamento da camada média, o corpo ciliar (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 1999).

Em frente ao cristalino existe uma expansão pigmentada e opaca da camada média que o recobre em parte, a íris. O olho tem três compartimentos: a câmara anterior, situada entre a íris e a córnea; a câmara posterior, entre a íris e o cristalino e o espaço vítreo, situado atrás do cristalino e circundado pela retina. Nas câmaras, existe um líquido que contém proteínas: o humor aquoso. O espaço vítreo, que é limitado pela retina e pelo cristalino, apresenta-se cheio de uma substância viscosa e gelatinosa, o corpo vítreo (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 1999).

A Figura 2.1 ilustra as principais partes da estrutura externa do olho utilizadas nesta tese. A esclera é opaca e esbranquiçada compreendendo cinco sextos da túnica externa. Ela é uma membrana rija e inelástica que mantém o tamanho e a forma do bulbo; sua superfície externa é branca e absolutamente lisa, exceto nos pontos em que se inserem os músculos retos e oblíquos que movem o olho.

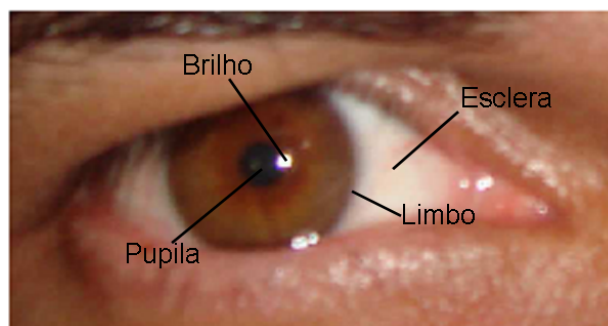


Figura 2.1: Estrutura externa do olho humano.

A abertura circular escura que se pode ver através da córnea é a pupila. Esta

¹Coróide é a camada entre a retina internamente e a esclera externamente.

abertura é circundada por um diafragma circular pigmentado conhecido como íris. A pupila é responsável pela transmissão da luz. O limbo é a região de contorno entre a esclera e a íris. O brilho, representado na Figura 2.1 pelo círculo branco, é o reflexo luminoso gerado a partir da incidência de um foco luminoso dentro da região da pupila.

2.2 O Estrabismo

O estrabismo é uma das alterações oftalmológicas mais comuns na infância e pode ser definido como uma interação binocular anormal entre os olhos na qual uma mesma imagem não chega à fóvea² de ambos os olhos no mesmo instante de tempo, ou seja, os olhos não fixam a mesma imagem.

Uma vez determinada a posição de cada olho (centro da pupila) relativamente ao referencial (respectivamente, o ponto observado, ou o ponto de observação) – isto é, as direções de cada um dos eixos (respectivamente, os visuais, ou os pupilares) – conceitua-se estrabismo como a diferença entre os alinhamentos esperados. Em outros termos, define-se como um distúrbio da relação posicional binocular, com referência a um ponto (normalmente, o objeto para o qual os olhares são dirigidos) (BICAS, 2009). A Figura 2.2 representa o eixo anatômico, o eixo visual e o ângulo kappa. O ângulo kappa é gerado devido ao desalinhamento entre os eixos.

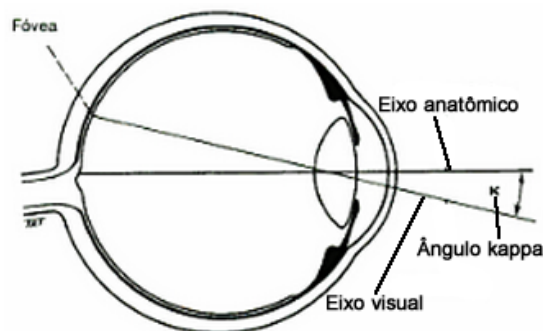


Figura 2.2: Representação do eixo pupilar, do eixo visual e do ângulo kappa.

O desvio pode permanecer e ser sempre aparente (estrabismo constante), ou

²A fóvea ou mácula é a região de concentração de células cónicas (onde a visão é mais nítida) (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 1999).

pode aparecer e desaparecer (estrabismo intermitente), parecendo normal umas vezes e anormal em outras. Um olho pode olhar em frente enquanto o outro está virado para dentro, para fora, para cima ou para baixo. Em alguns casos, o olho com desvio pode endireitar-se e o olho bom desalinhar-se. A Figura 2.3 ilustra a ocorrência do estrabismo.



Figura 2.3: Exemplo de estrabismo. Fonte: (WRIGHT *et al.*, 2007)

O estrabismo é causado pelo desequilíbrio dos músculos oculares ou desalinhamento dos olhos. Nas crianças, a maioria dos casos está associado à falta de uso de lentes corretivas. Sabe-se ainda que pode estar associado a distúrbios neurológicos causados por doenças ou acidentes que alteram o funcionamento dos músculos oculares. Em pelo menos metade dos casos está presente ao nascimento ou surge logo após (LOPES, 2006). Já em adultos, pode estar relacionado à baixa de visão, a problemas vasculares (diabetes e trombose), a traumas musculares e a problemas neurológicos.

A visão se desenvolve fundamentalmente nos seis primeiros anos de vida, sendo os dois primeiros os de maior plasticidade sensorial. Sendo assim, a melhor fase para se fazer tratamento do estrabismo é até os sete anos de idade, quando o desenvolvimento ainda não está consolidado (GUIMARÃES, 2009). Após esta fase, os tratamentos não costumam obter o sucesso possível e desejado. As metas do tratamento do estrabismo são: preservar a visão, alinhar os olhos e restaurar a visão binocular.

O estrabismo pode ser classificado em horizontais: convergente (esotropia) e divergente (exotropia); e verticais: hipertropia e hipotropia. É convergente, quando um olho fixa a imagem e o outro vira para dentro, e divergente, quando se desloca para fora. Na hipertropia, um dos olhos pode girar para cima, e na hipotropia, o olho gira para baixo. Em ambos os casos, cada um dos olhos focaliza

imagens diferentes e a pessoa tem o que se chama de diplopia, ou visão dupla.

As Figuras 2.4(a), 2.4(b), 2.4(c) e 2.4(d) são exemplos dos tipos de estrabismo.

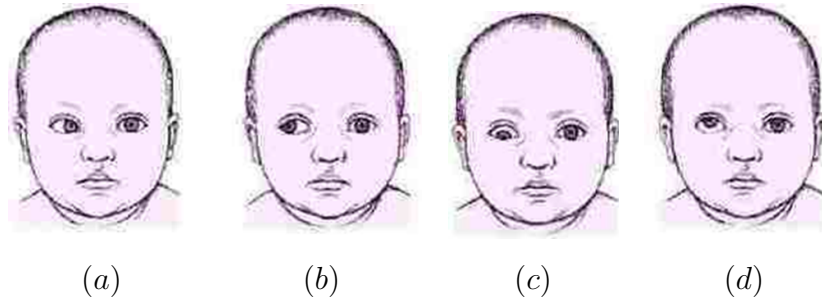


Figura 2.4: Tipos de estrabismo. (a) Esotropia (ET), (b) Exotropia (XT), (c) Hipotropia (HoT) e (d) Hipertropia (HT). Fonte: (MERCK, 2009)

Os sintomas e as consequências do estrabismo diferem conforme a idade em que aparecem e a maneira como se manifestam. Os estrabismos que surgem antes dos seis anos possuem um mecanismo de adaptação que faz com que haja supressão da imagem originada no olho desviado, por isso a pessoa não apresenta diplopia. Apesar disso, ocorre diminuição da visão (ambliopia, também conhecida como “olhar preguiçoso”) do olho desviado. Por sua vez, caso fique estrábica após os seis anos, a pessoa apresentará diplopia, pois cada olho focalizará a imagem em posições diferentes, de acordo com o desvio.

A diplopia consiste na percepção do mesmo objeto em duas localizações espaciais diferentes (na retina). Na criança, a diplopia é periódica levando à supressão. Esta consiste num mecanismo cortical de eliminação da imagem captada pelo olho desviado que ocorre apenas em crianças, nas quais ainda há plasticidade cerebral.

A ambliopia por interação binocular anormal caracteriza-se por uma diminuição da acuidade visual de um olho em relação ao outro, como consequência de um período prolongado de supressão. No estrabismo intermitente não ocorre ambliopia, uma vez que a supressão não é constante.

A ambliopia estrabísmica será sempre unilateral, a menos que haja outro fator ambliogênico associado, como alta ametropia³. O uso frequente de apenas um dos olhos para fixar, caso não seja um estrabismo com boa alternância no padrão de

³Ametropia é o estado refrativo ocular, caracterizado pela incapacidade, sem acomodação, de poder ver nítidos os objetos situados no infinito.

fixação, em uma pessoa ainda em fase de desenvolvimento do sistema visual, leva à inibição ativa dos impulsos elétricos provenientes da via retinocortical do olho desviado, determinando que parte das vias ópticas do olho não fixador prive-se de correta estimulação nervosa. Isto ocorre particularmente nas camadas do corpo geniculado lateral⁴ e córtex óptico (lobo occipital).

Em um primeiro momento, há mera inibição dos estímulos provenientes do olho desviado, ou seja, apenas uma alteração funcional, que se manifestará somente sob condições de visão binocular (supressão). Porém, este estado mantido continuamente levará a alterações microestruturais da via retinocortical em questão, fazendo com que o quadro não mais se reverta pela simples alternância da condição de visão binocular para a monocular. Nesta fase, tem-se instalada a ambliopia.

O estrabismo em si não é causa de outros problemas de saúde. Entretanto, em qualquer idade, as pessoas com estrabismos latentes terão queixas de dor de cabeça pelo esforço que fazem para manter os olhos alinhados, quando isso for possível. Outra consequência importante do estrabismo é o torcicolo (chamado de torcicolo ocular), pois, para melhor usar os dois olhos, a pessoa gira ou inclina a cabeça para uma determinada posição.

Existem numerosas técnicas que podem ser aplicadas na correção do estrabismo para estabelecer o equilíbrio muscular e resolver o problema da ambliopia. O tratamento médico comumente utilizado é: prescrição de óculos, realização de exercícios ortóptico e oclusão, obstrução do olho fixador alternando com o outro olho. Quando o tratamento médico não é suficiente, aplica-se o procedimento cirúrgico realizando recuo e/ou ressecções dos músculos oculares alterados.

A grande maioria dos estrabismos exige tratamento cirúrgico para a sua eliminação. Na maior parte das vezes, a finalidade deste é apenas estética; isso, entretanto, não diminui a sua importância, visto que a eliminação de um defeito físico, qualquer que seja, especialmente quando localizado nos olhos (principal órgão de relacionamento humano) está intimamente ligada à saúde emocional. Em poucos casos, no entanto, a cirurgia visa instaurar ou recuperar a visão binocular,

⁴O corpo geniculado lateral é o núcleo talâmico (grupo posterior) da via óptica. É denominado também como centro visual primário.

com todas as suas vantagens, como a estereopsia e o reflexo de fusão.

2.2.1 Método de Hirschberg

Para se avaliar o ângulo de desvio de um estrabismo, com o uso de foco luminoso, inicialmente foi descrito o método de Hirschberg. Este se baseia em calcular a magnitude aproximada do desvio de acordo com o deslocamento do reflexo luminoso, no olho não-fixador, em relação ao centro do seu globo ocular. O método de Hirschberg clássico é um método de baixa precisão para análise de um desvio e é por isso que a ele somam-se outros métodos, progressivamente mais precisos, como o de Krimsky (DIAZ; DIAS, 2000) e o de prisma e cobertura (simultânea ou alternada) – sendo que este último já nem utiliza mais o reflexo luminoso.

O teste de Hirschberg foi desenvolvido pelo oftalmologista alemão Julius Hirschberg que em 1886 usou uma vela para observar o reflexo da luz em um olho com estrabismo (WHEELER, 1942). Criado há mais de 125 anos, continua ainda a ser utilizado como método clínico primário para medir o desalinhamento ocular.

Ao examinar uma pessoa pelo método de Hirschberg para se chegar ao diagnóstico de estrabismo, deve-se considerar que um olho é o fixador isto é, tem a primeira imagem de Purkinje alinhada com o centro óptico. O outro olho, o não-fixador, é onde o desvio será observado. O desvio será inferido comparando-se o reflexo da luz na superfície anterior da córnea (1ª imagem de Purkinje) com o seu centro óptico e observando-se se há desalinhamento. Como fica difícil determinar-se onde está o centro óptico de um olho não-fixador, de fato, a descentração será avaliada em relação ao centro anatômico do olho, ou, melhor dizendo, ao centro da pupila. Pelo descrito, já se percebe que há outra variável interferindo na observação do desvio, que é o ângulo Kappa⁵. Este precisa ser medido para aquele olho e levado em consideração na hora da observação do reflexo. No entanto, outros fatores também interferem no posicionamento do reflexo luminoso do olho não-fixador em relação à posição em que ele, o reflexo, se encontra no olho fixador, como: curvatura corneana, tamanho da córnea e do próprio olho e a sua refração. Se estes dados forem muito diferentes entre os dois olhos, podem interferir na

⁵Ângulo formado entre a linha visual e o eixo da pupila.

avaliação e, por isso, ao se pensar em alguma forma para analisar ou quantificar o desvio pelo método de Hirschberg, é importante levar todos estes fatores em consideração (ROMANO, 2006)(HASEBE *et al.*, 1998).

O Teste de Hirschberg, basicamente, está associado à localização das imagens que uma fonte luminosa forma nas córneas. O deslocamento vertical ou horizontal de 1 mm das imagens luminosas, em relação ao centro pupilar, corresponde aproximadamente a um desvio de 7° . Os pacientes que se submetem a este método geralmente são crianças muito pequenas ou indivíduos que pouco colaboram.

Segundo Schwartz (2006), pode-se quantificar o valor do desvio em relação a esta descentralização das imagens luminosas: borda pupilar = 30Δ , entre a borda e o limbo = 60Δ e no limbo = 90Δ . Neste tipo de exame, a estimativa da medida do desvio é realizada a partir do pressuposto de que o centro da pupila representa o “ponto zero” do sistema de medidas.

A Figura 2.5 representa a realização do Teste de Hirschberg em um paciente que apresenta esotropia de aproximadamente 90Δ no olho direito, onde a imagem não está sendo formada no centro óptico.



Figura 2.5: Simulação do teste de Hirschberg. Fonte: (TECHS, 2009)

Normalmente, o teste de Hirschberg é realizado apenas com o paciente olhando diretamente para a câmera na posição primária do olhar. No entanto, com a intenção de obter informações do alinhamento ocular nas demais posições do olhar para realização do plano cirúrgico utiliza-se, também, as posições secundárias: SUPRA (olhar para cima), INFRA (olhar para baixo), DEXTRO (olhar para direita) e LEVO (olhar para a esquerda). A Figura 2.6 apresenta as posições

primária e secundária do olhar.

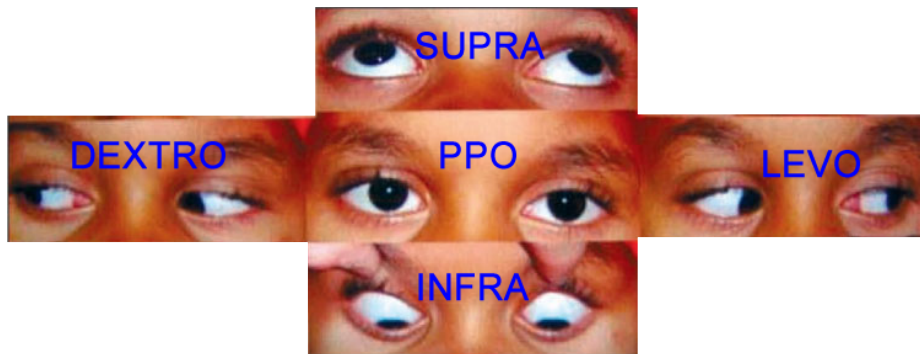


Figura 2.6: Posições do olhar. Primária: PPO. Secundária: SUPRA, INFRA, DEXTRO e LEVO. Adaptada: (KIRSCH *et al.*, 2007)

2.2.2 Movimentos oculares extrínsecos

O olho é uma estrutura que fica “suspensa” na órbita, preso apenas pelos ligamentos cantais lateral e medial à parede da órbita, pelo nervo óptico e pelos músculos oculares extrínsecos. Isto lhe confere grande mobilidade em diversas direções e sentidos. De início, para se analisar os movimentos oculares, tem-se que diferenciá-los em dois tipos:

1. Duções: análise dos movimentos realizados por apenas um olho;
2. Movimentos Binoculares:
 - (a) Conjugados ou versões: movimentos de mesma direção e sentido
 - (b) Disjuntivos ou vergências: movimentos de mesma direção e sentidos opostos

Movimentos de versão são movimentos simultâneos dos dois olhos na mesma direção. As versões podem ser tanto voluntárias, quando estimuladas pelo desejo do sujeito de redirecionar a atenção para um novo objeto de consideração, ou podem ser involuntárias. Como exemplos de versões involuntárias, podem-se incluir movimentos de reflexo dos olhos estimulados pela reação a estímulos auditivos ou visuais e movimentos reflexos como os estimulados pelo sistema vestibular.

Estes são os movimentos básicos que os olhos são capazes de executar. E, a partir da posição primária do olhar, que corresponde ao olhar para o infinito, em que os eixos visuais são paralelos, com ambos os olhos olhando reto em frente e com a cabeça alinhada, chega-se às posições secundárias do olhar, conseguidas por meio dos movimentos básicos de versão: olhar para cima (SUPRA), para baixo (INFRA), para esquerda (LEVO) ou para direita (DEXTRO), além da rotação dos eixos visuais para direita ou esquerda. A metodologia proposta, conforme exposto anteriormente, irá trabalhar com as posições primárias e secundárias do olhar.

Vale ressaltar que além das versões permitirem ao olhar humano o alcance das posições primárias e secundárias, estas podem estar associadas entre si, com diversos graus de predomínio de uma ou de outra versão, permitindo que, então, os olhos atinjam as posições terciárias do olhar, como, por exemplo: a associação da levoversão com a suproversão coloca os olhos voltados para cima e para esquerda simultaneamente (supraleoversão). Contudo, entre o plano horizontal e o vertical existem infinitos planos inclinados, em diferentes graus. Logo, não haverá apenas um único plano para o posicionamento dos dois olhos em supraleoversão. Dependendo da predominância do componente vertical ou horizontal deste movimento de versão e do grau do seu predomínio, na supraleoversão haverá um sem-número de posições compreendidas entre o plano horizontal (levoversão; 0°) e o vertical (suproversão; 90°). O mesmo raciocínio vale para as demais posições terciárias do olhar: supradextroversão, infradextroversão e infraleoversão. Ocorre ainda a ciclodextro/ciclolevoversão de diferentes magnitudes de rotação binocular sobre seu próprio eixo ântero-posterior.

As Figuras 2.7(a) e 2.7(b) representam a análise da versão ocular. A versão varia de -4 a $+4$. Na Figura 2.7(a) tem-se um exemplo de versão positiva. Para uma dada posição do olhar, quanto menos visível for a região do limbo, maior será o valor da versão. Já a versão negativa (Figura 2.7(b)) será maior, quanto mais visível estiver a região limbar. Neste estudo, a medida da versão será realizada pelo especialista e informada para a etapa de planejamento cirúrgico.

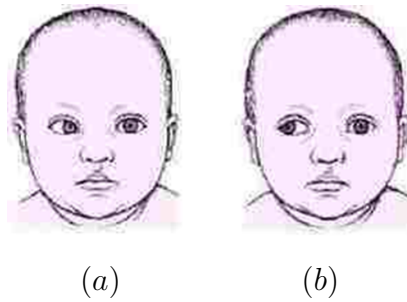


Figura 2.7: Versões. (a) positiva, (b) negativa. FONTE: (MERCK, 2009)

2.2.3 Músculos oculares extrínsecos (MOE)

Os músculos oculares são responsáveis pela iniciação, coordenação e conclusão dos movimentos oculares. Em condições normais, os músculos que fazem mover os olhos trabalham de forma coordenada, permitindo uma visão binocular e a noção de profundidade, percepção tridimensional ou estereopsia, uma vez que o cérebro funde as imagens dos dois olhos e as interpreta como uma só.

Já que existem tantas possibilidades para os movimentos oculares, existe um conjunto de músculos, que trabalham de maneira harmoniosa entre si, em um mesmo olho e no seu par conjugado, chamado de músculos oculares extrínsecos, que se dividem em músculos retos e oblíquos.

Os retos nascem na parte mais posterior da órbita, no ponto de emergência do nervo óptico e dirigem-se para a metade anterior do globo ocular. São eles: retos horizontais (medial e lateral) e retos verticais (superior e inferior) para cada olho.

Os oblíquos têm a sua origem funcional na porção anterior e medial da órbita, mais próximo ao nariz e dirigem-se, de forma oblíqua, no sentido medial para lateral e anterior para posterior, até a metade posterior de cada globo ocular, sendo eles os oblíquos superior e inferior.

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. Para dirigir o olhar para um alvo, é necessário que todos os músculos oculares estejam equilibrados e que trabalhem em conjunto com os músculos do outro olho. Quando estes músculos não funcionam em conjunto, há um desalinhamento, o estrabismo. A Figura 2.8 ilustra a anatômica muscular dos

olhos.

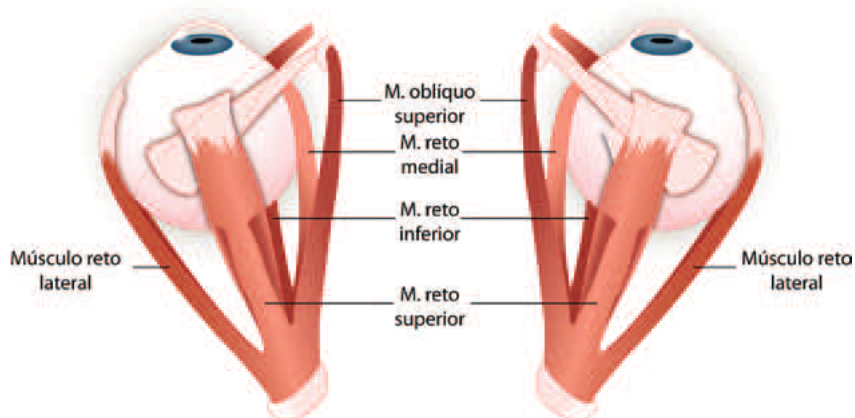


Figura 2.8: Músculos oculares extrínsecos. FONTE: (USP, 2012)

No que concerne à ação de cada músculo, para entendê-la melhor, é necessário observar se o plano de ação da força de contração do músculo em questão encontra-se na posição primária do olhar, contido no plano horizontal ou vertical que engloba o eixo anatômico daquele olho. Se estiver nesta posição, este músculo, em PPO, ao se contrair, só terá uma única ação. Caso contrário, sua força de contração, ao se converter em força rotacional ou torque, decompor-se-á em três vetores, imprimindo ao músculo ações primária, secundária e terciária relacionadas na Tabela 2.1. A rigor, só os músculos retos horizontais preenchem a primeira condição; todos os demais terão seu vetor de força decomposto em três.

Tabela 2.1: Força de tração dos músculos extrínsecos.

Ações dos MOE	Primária	Secundária	Terciária
RL	Abdução	–	–
RM	Adução	–	–
RS	Supradução	Adução	Intorção
RI	Infradução	Adução	Extorção
OS	Intorção	Infradução	Abdução
OI	Extorção	Supradução	Abdução

A Figura 2.9, representa o mapa de versões utilizado pelo especialista para avaliar a ação dos músculos oculares nas posições diagnósticas do olhar. As

medidas das versões do olho direito (OD) e no esquerdo (OE) são registradas no prontuário do paciente. Para cada olho são aferidas 6 medidas de versões.

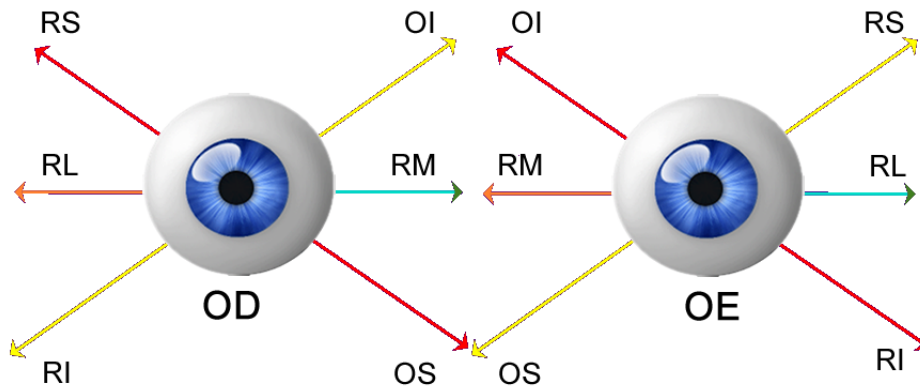


Figura 2.9: Mapa de versões.

2.2.4 Planejamento Cirúrgico

A grande maioria dos estrabismos exige tratamento cirúrgico para a sua eliminação. Em muitos casos, no entanto, a cirurgia visa instaurar ou recuperar a visão binocular, com todas as suas vantagens, como a estereopsia e o reflexo de fusão, garantia de estabilidade do resultado obtido.

Qual deve ser o objetivo do tratamento cirúrgico? Estabelecer a fusão binocular, eliminar a diplopia, expandir o campo da visão binocular, corrigir a compensação da postura da cabeça ou simplesmente melhorar a aparência cosmética do paciente? Estabelecer os objetivos prioritários para a cirurgia ajudam na formulação do melhor plano para o paciente. As indicações para um tratamento cirúrgico devem ser baseadas nas necessidades dos pacientes.

A intervenção cirúrgica está indicada para a maioria dos casos com desvios acima de 15Δ , devido à presença de sinais e sintomas como diplopia⁶, astenopia⁷,

⁶Visão dupla: ocorre quando a imagem de um objeto é formada sobre pontos não correspondentes na retina.

⁷Olhos cansados, que ocorrem geralmente quando se realiza um trabalho com olhar fixo a uma distância fixa. Sensação ocular desconfortável.

torcicolo ocular, nistagmo⁸, redução de campo visual, comprometimento estético estigmatizante e alterações sensoriais (NOEL *et al.*, 1997).

Indicações para a realização cirúrgica:

- Função binocular
 - Estabelecer Fusão binocular
 1. Esotropia infantil - cirurgia precoce
 2. Esotropia parcialmente acomodativa
 3. Exotropia intermitente descompensada
 - Diplopia Binocular
 1. Estrabismo adquirido incomitante
 2. Estrabismo adquirido comitante
 3. Correspondência anômala no pós-operatório da retina
 - Campo binocular
 1. Expandir o campo da visão binocular
 2. Corrigir inclinação da cabeça
- Aparência cosmética
 1. Estrabismo sensorial

Os fatores envolvidos no planejamento da estratégia cirúrgica em casos de estrabismo são muito complexos, envolvendo tanto a participação do conhecimento científico teórico como a experiência do cirurgião (NOORDEN; CAMPOS, 2001; DIAZ; DIAS, 2002). Existem diversas fórmulas e tabelas, baseadas em vários casos que fornecem valores para o planejamento cirúrgico de acordo com o grau do desvio observado (NOORDEN; CAMPOS, 2001; DIAZ; DIAS, 2000). Estas tabelas apresentam como desvantagem o fato de fornecerem valores médios, que muitas vezes não podem ser aplicados individualmente (DIAZ; DIAS, 2000), já sendo bem estabelecida a grande variabilidade da correção cirúrgica obtida em termos de dioptrias prismáticas por milímetro de recuo e/ou ressecção (DIAZ; DIAS, 2000).

⁸Nistagmo são oscilações repetidas e involuntárias rítmicas de um ou ambos os olhos em algumas ou todas as posições de mirada.

A cirurgia envolve enfraquecimento da força muscular, aumento da tensão muscular e realinhamento da ação do músculo. Existem basicamente dois tipos de procedimentos cirúrgicos: cirurgias de enfraquecimento dos músculos por meio da diminuição da ação muscular; e cirurgia de aumento da tensão muscular por meio da ressecção do músculo.

No primeiro tipo, podem ser feitos recuos da posição original do músculo, ressecção de uma parte dele ou mesmo suturas. Já no segundo, realizam-se ressecções do comprimento do músculo, reposicionamento anterior da inserção e pigueamento do tendão muscular.

A Figura 2.10 ilustra a realização de um procedimento cirúrgico de estrabismo em um dos músculos laterais.

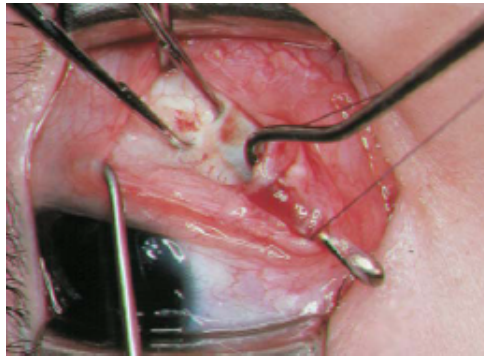


Figura 2.10: Cirurgia do Estrabismo. Fonte: (WRIGHT *et al.*, 2007)

Via de regra, no momento da decisão pela operação ou não de um certo músculo do olho, consideram-se os seguintes pontos:

- a) Todo músculo muito fraco ou muito tenso deve ser incluído no planejamento cirúrgico, fazendo-se ressecção (fortalecimento) ou recuo (enfraquecimento);
- b) Quando há visão boa nos dois olhos, deve-se dividir a cirurgia entre os dois olhos;
- c) Se não há visão boa, concentra-se a cirurgia em um só olho, na medida do possível.

Para planejar a cirurgia, o especialista normalmente examina o paciente para obter as seguintes informações:

- **Idade;**
- **Tipo de desvio:** ET, XT, HT ou HoT;
- Se já realizou cirurgia de estrabismo anteriormente. É necessário verificar os olhos operados para se considerar no planejamento a quantidade de desvio já operado anteriormente;
- **Acuidade visual (AV).** Este tipo de exame é importante, pois a cirurgia pode ser dividida entre os dois olhos, caso o paciente apresente boa visão;
- **Exame de refração.** Este mede a adequação óptica da retina em relação ao comprimento axial do olho, fornecendo a melhor acuidade visual corrigida para cada paciente. Do exame de refração são obtidas informações sobre o equivalente esférico do grau do paciente;
- **Fixação binocular (FB).** Do exame de fixação binocular o especialista obtém a informação de qual olho é o fixador. Contudo, o paciente pode, em alguns casos, fixar com ambos os olhos;
- **Exame de fundoscopia (FOI).** Este exame permite a visualização da retina e de seus componentes: vasos, disco óptico e mácula. As alterações mais comuns na fundoscopia incluem retinopatia diabética, oclusões vasculares e retinopatia hipertensiva;
- Medida do desvio nas posições primária e secundária do olhar;
- Medida das versões (Seção 2.2.3).

É comum operação idêntica, realizada pelo mesmo cirurgião em vários pacientes com condições aparentemente semelhantes, apresentarem resultados distintos (SINGH, 2012). Essa variabilidade dos resultados cirúrgicos depende de inúmeros fatores parcialmente conhecidos. Dentre alguns dos fatores que podem influenciar o efeito da cirurgia, citam-se:

- a precisão da aferição do desvio;
- a precisão da marcação em milímetros de recuo ou ressecção que serão realizados;

- o estado sensorial do paciente;
- a técnica operatória aplicada;
- a maneira pela qual o músculo é exposto;
- a rigidez muscular ocular;
- a precisão nas suturas realizadas;
- a ocorrência de sangramento intra e pós-operatório;
- a tendência para formar aderências e cicatrizes;
- a elasticidade estado conjuntival;
- as variações anatômicas das inserções musculares.

O instrumento cirúrgico utilizado pelos especialistas para mensurar as marcações em milímetros de recuo ou ressecção que são realizados é o especímetro Castroviejo (CESTARI; HUNTER, 2012). É um tipo de compasso que mede de 0 a 20 mm. Uma das dificuldades dos especialistas é conseguir aferir com precisão medidas com 0,5 mm, uma vez que este instrumento apresenta marcações a cada 1 mm. A Figura 2.11 ilustra o especímetro.



Figura 2.11: Especímetro. Fonte: (CESTARI; HUNTER, 2012)

O paciente pode apresentar desvios primários ou secundários. Nos primários a imagem é fixada utilizando o olho normal. Já nos secundários, a fixação é realizada por meio do olho doente. Sendo assim, apresenta-se neste estudo o plano cirúrgico para os desvios horizontais (esotropias e exotropias) primários por ocorrerem com

maior frequência em relação aos demais tipos de desvios. Magrann *et al.* (1991), estudaram casos cirúrgicos de estrabismo em pacientes com mais de 60 anos, realizados no Hospital de Olhos em Manhattan (EUA) entre os anos de 1981 e 1986, nos quais verificaram que dos 106 procedimentos realizados, 74% eram de desvios horizontais. Ainda, segundo Magrann *et al.* (1991) os desvios horizontais são os que apresentam maior prevalência.

Curtis *et al.* (2010) realizaram um estudo epidemiológico da cirurgia do estrabismo na Arábia Saudita, entre os anos de 1982 e 1996, com 4886 pacientes no hospital na cidade de Riyadh. Constataram que 96,2% dos pacientes apresentavam desvios horizontais, sendo 69,3% do tipo esotropia e 26,9% exotropia. Sendo assim, estuda-se nesta tese o plano cirúrgico para os desvios horizontais por serem os de maior prevalência. Para realizar o planejamento, faz-se necessário entender como o especialista planeja tais desvios.

Plano cirúrgico para correção de esotropias primárias

O especialista pode tratar desvios horizontais realizando o procedimento cirúrgico em até quatro músculos, nos retos mediais e/ou nos retos laterais. Raramente o especialista opta por operar um ou os quatro músculos. O que normalmente ocorre, na prática, é a cirurgia em dois ou três músculos. Isso ocorre também no tratamento de exotropias. Para decidir quantos músculos serão incluídos no tratamento, o especialista avalia as versões. Ou seja, se um paciente tem um músculo com +4 de versão, provavelmente deverá ser enfraquecido realizando recuo. Outro parâmetro que é avaliado é o tamanho do desvio. Se o paciente possui um desvio muito grande ($ET \geq 45\Delta$), normalmente, operam-se no mínimo três músculos. Existem alguns casos que podem ser resolvidos, por exemplo, operando-se dois ou três músculos. Esta decisão irá depender da experiência ou da escola que o cirurgião segue (GIGANTE *et al.*, 2010). A experiência do especialista é fundamental nesta decisão, devido, em parte, à grande variabilidade observada em situações clínicas aparentemente semelhantes (DIAZ; DIAS, 2002).

Algumas escolas preferem dividir mais a cirurgia entre os dois olhos, enquanto outras preferem concentrar mais em poucos músculos. Os seguidores da escola que defende a divisão acham que assim causam pouca alteração em muitos

músculos. Já os especialistas que preferem concentrar a cirurgia em poucos músculos acreditam que se após uma cirurgia grande existe a chance de o desvio voltar, é preferível preservar alguns músculos intocados de cirurgia para o caso de reoperação.

Para corrigir esotropias primárias o médico deve saber, a priori, a acuidade visual (AV) do paciente. Se o paciente apresentar uma AV normal, devem-se operar os dois olhos, ou seja, realizar uma cirurgia binocular utilizando como referência a tabela de Parks (Tabela 2.2). Seguindo as informações da tabela, um paciente que apresentar ET de 30Δ , deve-se realizar um duplo recuo dos músculos retos mediais (RcRM) de 4,5 mm.

Tabela 2.2: Tabela de Parks para realização de cirurgia binocular de ET.

DUPLO RECUO dos RETOS MEDIAIS		
15 Δ	\Rightarrow	3.0 mm
20 Δ	\Rightarrow	3.5 mm
25 Δ	\Rightarrow	4.0 mm
30 Δ	\Rightarrow	4.5 mm
35 Δ	\Rightarrow	5.0 mm
40 Δ	\Rightarrow	5.5 mm
50 Δ	\Rightarrow	6.0 mm
70 Δ	\Rightarrow	7.0 mm
> 70 Δ	\Rightarrow	7.0 mm

Caso o paciente não apresente AV normal, opera-se apenas o olho de pior visão. Neste caso, realiza-se uma cirurgia monocular. Tomando como referência a tabela de Parks para cirurgia monocular (Tabela 2.3), um paciente que apresentar ET de 20Δ , será submetido a uma cirurgia monocular de dois músculos. Nesse caso, poderá ser realizado um recuo do reto medial (RcRM) de 3,5 mm e ressecção do reto lateral (RsRL) de 4,5 mm.

Após verificar a AV, o especialista deve verificar as versões (Seção 2.2.2) de cada um dos 12 músculos oculares extrínsecos (Seção 2.2.3). Caso apresente hiperfunção de +2, +3 ou +4, deve-se incluir este músculo no planejamento para enfraquecê-lo, fazendo recuo de acordo com a tabela de Parks. Entretanto, se apresentar hipofunção de -2, -3 ou -4, inclui-se este músculo no planejamento para fortalecê-lo, fazendo ressecção de acordo com Parks.

A Tabela 2.4 mostra as possíveis decisões que o especialista pode tomar no momento do planejamento cirúrgico para tratar esotropias (ET). O procedimento

Tabela 2.3: Tabela de Parks para realização de cirurgia binocular de ET.

RECUO do RETO MEDIAL			RESSECÇÃO do RETO LATERAL		
15 Δ	\Rightarrow	3.0 mm	15 Δ	\Rightarrow	3,5 mm
20 Δ	\Rightarrow	3.5 mm	20 Δ	\Rightarrow	4.5 mm
25 Δ	\Rightarrow	4.0 mm	25 Δ	\Rightarrow	5.0 mm
30 Δ	\Rightarrow	4.5 mm	30 Δ	\Rightarrow	5.5 mm
35 Δ	\Rightarrow	5.0 mm	35 Δ	\Rightarrow	6.0 mm
40 Δ	\Rightarrow	5.5 mm	40 Δ	\Rightarrow	6.5 mm
45 Δ	\Rightarrow	6.0 mm	45 Δ	\Rightarrow	7.0 mm
50 Δ	\Rightarrow	6.0 mm	50 Δ	\Rightarrow	7.5 mm
60 Δ	\Rightarrow	6.5 mm	60 Δ	\Rightarrow	8.0 mm

está relacionado à magnitude do desvio existente e a frequência de realização no dia a dia nos centros cirúrgicos oftalmológicos.

Tabela 2.4: Possibilidades de procedimento cirúrgico para tratamento de esotropias. RcRM = Recuo do músculo reto medial; RsRM = Ressecção do músculo reto medial; RcRL = Recuo do músculo reto lateral; RsRL = Ressecção do músculo reto lateral.

PROCEDIMENTO	DESVIO	CIRURGIA	FREQUÊNCIA
RcRM	Pequeno	monocular	Raramente
RsRL	Pequeno	monocular	Raramente
RcRM + RsRL	Médio	monocular	Muito Frequentemente
Duplo RcRM	Médio	binocular	Muito Frequentemente
Duplo RcRM + RsRL	Grande	binocular	Muito Frequentemente
Dupla RsRL	Médio	binocular	Muito raramente
Dupla RsRL + RcRM	Grande	binocular	Muito raramente
Duplo RcRM + Dupla RsRL	Muito Grande	binocular	Muito raramente

Plano cirúrgico para correção de exotropias primárias

Para a realização do plano cirúrgico de exotropias (XT) primárias, independentemente da acuidade visual, realiza-se recuo e ressecção do olho não fixador (cirurgia monocular), segundo a tabela de Parks (Tabela 2.5) e as alterações das versões de acordo com o item supracitado no plano cirúrgico para correções de esotropias.

Tomando como referência a Tabela 2.5, um paciente que apresentar XT de 25 Δ , será submetido a uma cirurgia monocular de dois músculos. Para este

exemplo, realiza-se um recuo do reto lateral (RcRL) de 6 mm e ressecção do reto medial (RsRM) de 4 mm.

Tabela 2.5: Tabela de Parks para realização de cirurgia monocular de XT.

RECUE do RETO LATERAL		RESSECÇÃO do RETO MEDIAL	
15 Δ	\Rightarrow	4.0 mm	15 Δ \Rightarrow 3.0 mm
20 Δ	\Rightarrow	5.0 mm	20 Δ \Rightarrow 4.0 mm
25 Δ	\Rightarrow	6.0 mm	25 Δ \Rightarrow 4.0 mm
30 Δ	\Rightarrow	6.5 mm	30 Δ \Rightarrow 5.0 mm
35 Δ	\Rightarrow	7.0 mm	35 Δ \Rightarrow 6.0 mm
40 Δ	\Rightarrow	8.0 mm	40 Δ \Rightarrow 6.5 mm
45 Δ	\Rightarrow	9.0 mm	45 Δ \Rightarrow 6.5 mm
50 Δ	\Rightarrow	9.0 mm	50 Δ \Rightarrow 7.0 mm

A Tabela 2.6 mostra as possíveis decisões que o especialista deve tomar no momento do planejamento cirúrgico para tratar exotropias (XT).

Tabela 2.6: Possibilidades de procedimento cirúrgico para tratamento de exotropias.

PROCEDIMENTO	DESVIO	CIRURGIA	FREQUÊNCIA
RcRL	Pequeno	monocular	Raramente
RsRM	Pequeno	monocular	Raramente
RcRL + RsRM	Médio	monocular	Muito Frequentemente
Duplo RcRL	Médio	binocular	Frequentemente
Duplo RcRL + RsRM	Grande	binocular	Muito Frequentemente
Dupla RsRM	Médio	binocular	Muito raramente
Dupla RsRM + RcRL	Grande	binocular	Muito raramente
Dupla RsRM + Duplo RcRL	Muito Grande	binocular	Muito raramente

2.3 Métodos Computacionais de Auxílio ao Diagnóstico

Os avanços computacionais têm contribuído cada vez mais nos procedimentos médicos, auxiliando na detecção, diagnóstico e prevenção de doenças. As ferramentas Computacionais de Auxílio a Detecção (CAD - *Computer-Aided Detection*) são utilizadas como segunda opinião para os especialistas que utilizam imagens analisadas por computador na detecção de patologias.

A finalidade do CAD é melhorar a acurácia do diagnóstico, assim como a consistência da interpretação da imagem utilizando a resposta do computador como referência. Os computadores podem auxiliar os médicos especialistas em estrabismo ou não, ou até não médicos, a detectar estrabismo em imagens faciais, agindo como um segundo especialista. O sistema busca por desalinhamento ocular na imagem indicando a presença, ou ausência, de estrabismo.

Em geral, os sistemas CAD 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 (KENNETH, 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

O processamento digital de imagem (PDI) pode ser definido como a manipulação de uma imagem com o objetivo de melhorar o poder de discriminação dos objetivos (GONZALEZ; WOODS, 2002). Uma imagem, matematicamente, é uma função de intensidade de luz bidimensional $f(x, y)$ onde, x e y denotam coordenadas espaciais e o valor de f na coordenada espacial (x, y) fornece a intensidade, ou seja, o brilho da imagem no ponto.

As imagens digitais são, no processamento de imagens, representadas como uma matriz onde cada ponto é um valor discreto. Cada ponto ou elemento constituinte da matriz-imagem é chamado de *pixel*, que é uma abreviação do termo em inglês *picture element* (em português, elemento de tela). Os valores assumidos em cada ponto medido são quantificados em um número pertencente a uma escala de diferentes cores. Em imagens médicas, essas cores costumam ser relacionadas a níveis de cinza, sendo atribuído o valor zero à cor mais escura (preto) e o valor máximo M à cor mais clara da escala (branco).

Na Figura 2.12 tem-se a representação das etapas do processamento de imagens digitais. Dentre elas, após o delineamento do domínio do problema, estão: aquisições das imagens digitais, pré-processamento, segmentação, representação e

descrição, reconhecimento e interpretação. As etapas mais à frente recebem como entrada o processamento das etapas anteriores. Como resultado do processamento pode-se obter uma nova imagem ou não.

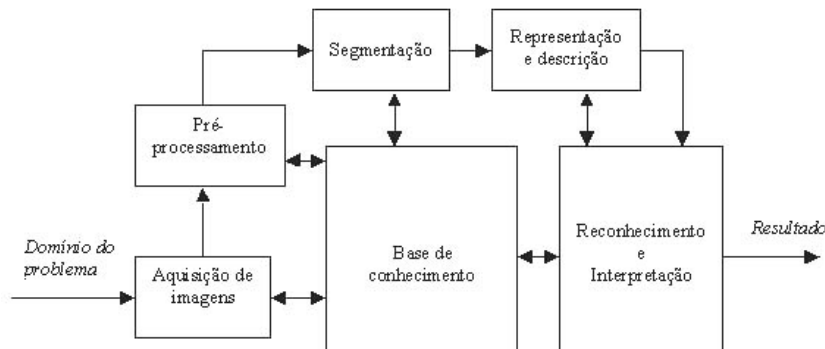


Figura 2.12: Etapas do Processamento de Imagens Digitais. Fonte: (GONZALEZ; WOODS, 2002).

Na primeira etapa tem-se a aquisição da imagem digital. Para isso, necessita-se de um sensor para imageamento e a capacidade de digitalizar o sinal produzido pelo sensor. Nesta tese é utilizada uma câmera fotográfica digital para a aquisição de imagens dos pacientes.

A imagem adquirida segue para a etapa de pré-processamento. Esta etapa objetiva melhorar a imagem, realçando contrastes e removendo ruídos, tornando-a mais simples e aumentando as chances para o sucesso das etapas posteriores.

A terceira etapa da metodologia de processamento de imagem é a segmentação, cujo objetivo é simplificar a imagem, extraindo o objeto de estudo. Algoritmos de segmentação permitem achar diferenças entre dois ou mais objetos, encontrar regiões homogêneas e distinguir as partículas umas das outras e do fundo. A segmentação é utilizada, geralmente, para localizar objetos e formas (curvas, linhas etc.) em imagens. Nesta tese, por exemplo, a segmentação é utilizada para extrair o limbo de ambos os olhos.

A etapa de representação e descrição, também conhecida como extração de características, procura extrair características que resultem em alguma informação quantitativa de interesse ou que sejam básicas para discriminação entre classes de objetos. Na extração de características fez-se uso das funções geoestatísticas descritas na Seção 2.5.1 para constituir o vetor de características que representa

a região dos olhos.

Na quinta e última etapa são realizados o reconhecimento e a interpretação. Reconhecimento é o processo que atribui um rótulo a um objeto. A interpretação envolve a atribuição de significado a um conjunto de objetos reconhecidos. Sendo assim, nesta etapa, busca-se, a partir de uma base de conhecimento, previamente construída e formada pelas características extraídas na etapa anterior, classificar o objeto em algum grupo rotulado previamente.

2.4.1 Filtragem Homomórfica

O filtro homomórfico é comumente usado em melhoramento de imagens digitais. Esta técnica analisa separadamente informações de iluminação e refletância. Melhorando as propriedades de refletância da imagem, pode-se melhorar o contraste nas áreas com baixos e altos níveis de iluminação (BURGISS; GOODRIDGE, 2000).

Esta técnica faz uso do modelo de iluminação – refletância, onde refletância $r(x, y)$ é a quantidade de luz refletida pelos objetos da cena e iluminação $i(x, y)$ é a quantidade de luz incidida na cena, para diminuir o intervalo de brilho e ampliar o contraste simultâneos.

Nesta tese, é implementado o filtro homomórfico no domínio espacial da imagem digital baseado no filtro proposto por Melo *et al.* (2005). Na Figura 2.13 observa-se o esquema de aplicação do filtro homomórfico.

Como entrada para o filtro tem-se $f(x, y)$, que é uma função que representa a imagem de entrada (imagem em níveis de cinza). Os valores dos *pixels* da imagem de entrada são convertidos para logaritmo natural $\log(1 + f(x, y))$, onde ocorre a separação dos componentes de iluminação e refletância. Em seguida, na imagem logarítmica, aplica-se o filtro passa-baixa e o filtro passa-alta. O filtro passa-baixa em $\log(1 + f(x, y))$ resultará em $\log(i(x, y))$ e um filtro passa-alta irá resultar em $\log(r(x, y))$.

As imagens resultantes dos filtros passa-alta e passa-baixa são multiplicadas por valores α e β , onde $\alpha < 1$ e $\beta > 1$, respectivamente, para diminuir os limites amplos de intensidade em $\log(i(x, y))$ e aumentar o contraste local em $\log(r(x, y))$. Depois disso, $\alpha \times \log(i(x, y))$ e $\beta \times \log(r(x, y))$ são combinadas (somadas) e normalizadas entre 0 e 1.

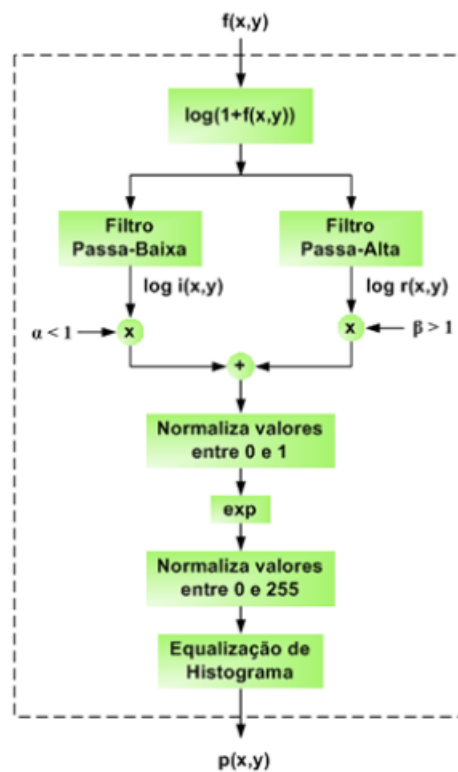


Figura 2.13: Esquema para realce de detalhes ocultos em imagens em níveis de cinza com diferença de iluminação. Fonte: (MELO *et al.*, 2005)

Por último, calcula-se o exponencial da imagem normalizada (evita que a função exponencial tenda ao infinito) seguida de uma nova normalização entre 0 e 255 e aplicação da equalização do histograma.

Nesta tese, o filtro homomórfico foi utilizado para evitar a influência da iluminação no processamento das imagens. O resultado obtido com a filtragem homomórfica é exemplificado pela Figura 2.14(b). Nas Figuras 2.14(a) e 2.14(b), são exibidas, respectivamente, a imagem original e a imagem após a aplicação do filtro.

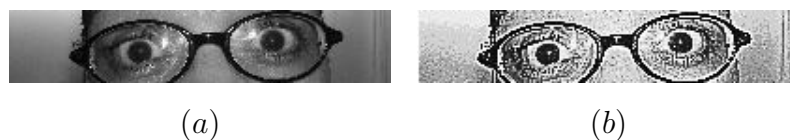


Figura 2.14: Exemplo de utilização do filtro homomórfico (a) imagem original, (b) imagem após a filtragem homomórfica.

2.4.2 Equalização do Histograma

Um histograma é um gráfico com dois eixos, um horizontal, cobrindo todos os níveis de intensidade luminosa possíveis para a representação do valor de um *pixel* da imagem, e outro vertical, representando o número de *pixels* com um nível de intensidade luminosa específico na imagem. O histograma pode ser avaliado a partir da expressão: $H(rk) = nk$, onde rk é o k -ésimo nível de intensidade luminosa possível, de uma faixa que varia entre $[0, L-1]$, e nk é o número de *pixels* contendo nível de intensidade luminosa igual a rk na imagem.

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.

Na Figura 2.15(b) é exibida uma imagem após a aplicação da equalização do histograma sobre a Figura 2.15(a). Como se pode observar, a imagem equalizada apresenta um melhor contraste. Isso se deve à equalização do histograma, que fez com que ocorresse um espalhamento do histograma ao longo de toda a gama de valores (0 a 255), ficando este mais uniforme.

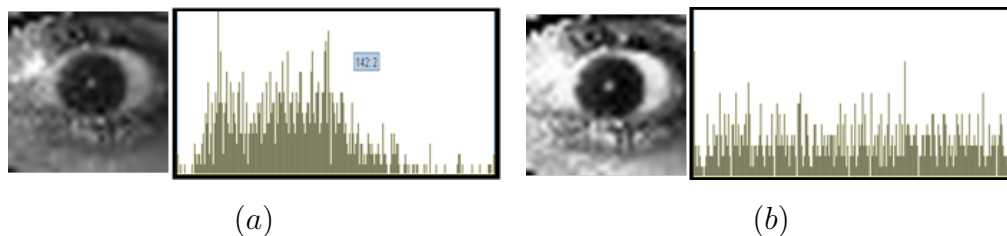


Figura 2.15: Exemplo de utilização da equalização do histograma (a) imagem original, (b) imagem após a equalização do histograma.

2.4.3 Método de Canny

A detecção de bordas é um processo no qual a imagem passa por alguma técnica para realçar as suas bordas, sendo que a mais utilizada é técnica de Canny (SONKA *et al.*, 1999). Os algoritmos utilizados para a detecção de bordas são estruturados de forma a detectar as descontinuidades existentes nas transições.

O método de Canny (1986) é um operador gaussiano de primeira derivada que suaviza os ruídos e localiza as bordas e está baseado em três objetivos principais: baixa taxa de ruído, boa localização dos pontos de bordas e o retorno de um único ponto de borda pelo detector. Este método é considerado um detector muito eficaz para as bordas do tipo degrau, comum em imagens digitais. Canny também propôs um processo de afinamento de bordas conhecido como “supressão não máxima” e outro processo conhecido como “histerese”, cuja função é a de eliminar a fragmentação das bordas causada pelo ruído da imagem (CANNY, 1986). O método de detecção de bordas de Canny possui quatro etapas básicas: suavização da imagem, cálculo do gradiente, omissão de pontos de mínima intensidade e limiarização da borda.

Suavização da imagem

A imagem é suavizada por uma função gaussiana bidimensional (2-D) dada pela Equação 2.1. Na prática, convoluções gaussianas bidimensionais de tamanho elevado levam muito tempo para serem processadas, portanto é comum aproximá-las por duas funções gaussianas unidimensionais, uma no eixo x e a outra no eixo y . Isso resulta em dois valores para cada *pixel*.

$$g(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{(x^2+y^2)}{2\sigma^2}} \quad (2.1)$$

Cálculo do gradiente

O operador gradiente é um dos procedimentos utilizados para detectar descontinuidades em imagens digitais. A ideia básica é aplicar um processamento computacional baseado em um operador local de derivadas. Computacionalmente, consiste em obter derivadas parciais para todos os *pixels* da imagem.

Considerando a convolução bidimensional apresentada no estágio anterior, a imagem uniformizada é separada nas direções x e y utilizando as Equações 2.2 e 2.3, respectivamente.

$$dx(x, y) = \frac{-x}{2\pi\sigma^4} e^{-\frac{(x^2+y^2)}{2\sigma^2}} \quad (2.2)$$

$$dy(x, y) = \frac{-y}{2\pi\sigma^4} e^{-\frac{(x^2+y^2)}{2\sigma^2}} \quad (2.3)$$

A magnitude do gradiente, da superfície uniforme da imagem convolucionada é calculada somando-se as magnitudes nas direções x e y utilizando a Equação 2.4.

$$mag(x, y) = \sqrt{dx^2 + dy^2} \quad (2.4)$$

Tendo-se o gradiente nas direções x e y encontra-se a direção da borda por meio da Equação 2.5.

$$dir(x, y) = arctg\left(\frac{dy(x, y)}{dx(x, y)}\right) \quad (2.5)$$

Omissão de pontos de mínima intensidade

Encontrada a medida da intensidade de cada ponto da imagem, precisa-se minimizar a distância entre a borda encontrada e a borda real. Isso é possível localizando apenas os pontos onde a magnitude é localmente máxima na direção do gradiente. Já os pontos de mínima intensidade são omitidos. Essa operação busca reduzir a espessura da borda eliminando pixels que não são considerados bordas.

Para omitir os pontos de mínima intensidade, observa-se a magnitude do gradiente nos pixels vizinhos seguindo as orientações discretas da normal da borda (vetor gradiente). Considera-se uma região 3×3 definida por quatro orientações (horizontal, vertical e diagonal $(+45^\circ$ e $-45^\circ)$) na qual a borda passa pelo centro da região. A direção da borda é definida pela Equação 2.5. Sendo assim, o algoritmo de omissão de pontos de mínima intensidade pode ser elaborado da seguinte forma:

1. Define-se a direção $dir(x, y)$ para o ponto mais próximo;
2. Se o valor de $mag(x, y)$ do ponto for inferior a pelo menos um dos seus dois vizinhos ao longo de $dir(x, y)$, o ponto é omitido; caso contrário, continua.

Histerese

Os pontos que apresentam gradientes com maiores intensidades têm maior probabilidade de serem *pixels* de borda. Contudo, não existe valor exato para definir uma dada intensidade como um *pixel* de borda. Sendo assim, Canny (1986) propôs a utilização de dois limiares: um superior, para marcar os que provavelmente são bordas, e outro inferior, permitindo incluir até pontos com

baixa possibilidade de ser borda. Essa ideia de utilizar dois limiares é denominada de limiarização por histerese.

A histerese é o método utilizado pelo algoritmo de Canny para realizar a limiarização da borda da imagem, reduzindo os falsos pontos de borda. Para um segmento de borda, todo valor situado acima do limite superior de limiarização, será considerado como ponto de borda. Para todo valor situado abaixo do limite inferior de limiarização, ele é rejeitado. Pontos situados entre os dois limites são aceitos. A Figura 2.16(b) ilustra a detecção de bordas na Figura 2.16(a), obtida por meio da utilização do operador de Canny.

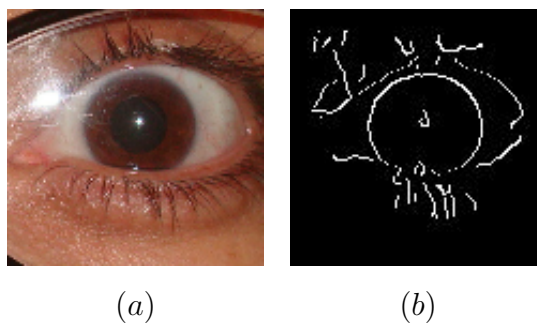


Figura 2.16: Aplicação do método de Canny numa imagem de olho. (a) imagem original, (b) imagem pós detecção de bordas.

2.4.4 Transformada de Hough

A Transformada de Hough (TH) é um método matemático proposto por Paul Hough em 1962, patenteado pela IBM e reformulado computacionalmente por (DUDA; HART, 1972). A TH é utilizada para detecção de bordas de formas que sejam facilmente parametrizadas, ou seja, que possua uma equação conhecida, tais como retas, círculos e elipses.

Uma vez detectadas as bordas da imagem, podem ser realizados processamentos para completá-las, se necessário, e interpretá-las, separando as partes desejadas. Nesta tese, a Transformada de Hough é utilizada após a detecção das bordas, obtida por meio do método de Canny para localizar as regiões do limbo e do brilho em ambos os olhos.

A transformada de Hough pode ser definida como uma transformação de pontos do plano x, y para o espaço de parâmetros. O espaço de parâmetros é

definido de acordo com a forma do objeto de interesse. A ideia é aplicar na imagem uma transformação tal que todos os pontos pertencentes a um mesmo objeto sejam mapeados num único ponto de um novo espaço de parametrização do objeto procurado. Para isto, este espaço dos parâmetros é discretizado e representado na forma de uma matriz de inteiros, onde cada posição da matriz corresponde a um intervalo no espaço real dos parâmetros.

Para encontrar as regiões circulares por meio da TH utiliza-se a equação do círculo:

$$r^2 = (x - a)^2 + (y - b)^2 \quad (2.6)$$

onde a e b são os centros do círculo nas direções x e y , respectivamente, e r é o raio. Para efeitos computacionais, é melhor utilizar a equação paramétrica do círculo dada pelas Equações 2.7 e 2.8.

$$x = a + r\cos(\theta) \quad (2.7)$$

$$y = b + r\sin(\theta) \quad (2.8)$$

A Figura 2.17 ilustra o esquema de detecção de objetos pela TH. O passo inicial no processo de aplicação da TH é a detecção de bordas. Uma vez detectadas as bordas da imagem, convertem-se os *pixels* para o domínio da TH, utilizando as Equações 2.7 e 2.8 e representando-os no vetor de acumulação. A última etapa é a localização dos pontos de máxima no vetor de acumulação e conversão dos índices dos cumes para coordenadas x, y .

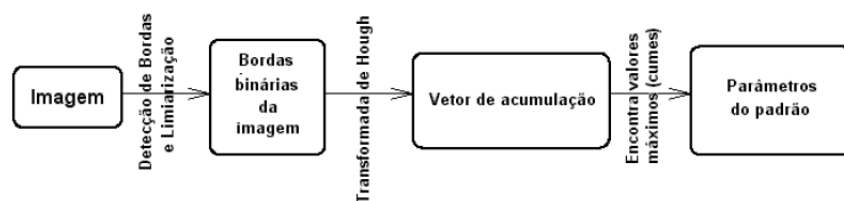


Figura 2.17: Etapas de detecção de objetos em imagens pela TH.

2.5 Análise de Textura

Textura é uma propriedade importante na percepção de regiões e superfícies, contendo informações sobre a distribuição espacial das variações de tonalidade

locais em valores de *pixels* que se repetem de maneira regular ou aleatória ao longo do objeto ou imagem.

Embora não exista uma definição universalmente aceita para conceituar textura, pode-se defini-la como sendo um atributo que representa o arranjo espacial dos níveis de cinza dos *pixels* em uma região (GERACI, 1990). Gonzalez e Woods (2002) a definem como sendo uma medida de propriedades tal como suavidade, asperidade e regularidade.

A extração de características de texturas a partir da matriz de co-ocorrência está entre os métodos mais utilizados da abordagem estatística para análise de texturas (BRAZ JR, 2006). Essa matriz contém a medida de frequência relativa entre dois *pixels*, considerando vizinhos separados pela distância d na orientação θ , um *pixel* com tom de cinza i e o outro com tom de cinza j . As medidas que podem ser obtidas por meio da matriz de co-ocorrência e todo o conceito que a envolve são abordadas e descritas por Haralick *et al.* (1973).

Esta tese propõe a análise de textura por meio de funções geoestatísticas para a formação de um padrão textural. Tais funções amplamente conhecidas no âmbito da geoestatística serão empregadas neste estudo para descrição e reconhecimento do padrão identificado por regiões de olhos e de não-olhos (outras áreas da face).

2.5.1 Funções Geoestatísticas para Extração de Textura

Para que o processo de segmentação seja efetuado de maneira satisfatória, é necessário que as propriedades de cada região da imagem sejam descritas de maneira efetiva. Estas propriedades, chamadas características, são elementos que fazem a distinção entre classes de objetos (NADLER; SMITH, 1993).

Neste contexto, utilizam-se quatro medidas geoestatísticas - semivariograma, semimadograma, covariograma e correlograma - na extração de características para identificar e sugerir a região dos olhos. A grande vantagem destas funções é que as características de variabilidade e correlação espacial são analisadas em conjunto. Estas funções sumarizam a associação entre a função de distância e uma possível direção (SILVA, 2004).

O conceito de geoestatística surgiu com os trabalhos de Krige (1951), com dados de concentração de ouro, nos quais concluiu que apenas a informação fornecida pela variância seria insuficiente para explicar o fenômeno em estudo.

Era preciso considerar a distância entre as observações. Assim, a geoestatística leva em consideração a localização geográfica e a dependência espacial (CAMARGO, 1997).

Geoestatística é estatística sobre uma população com endereço conhecido, isto é, coordenadas: em uma dimensão (ao longo de um rio), duas dimensões (num mapa ou imagem) e três dimensões (num volume). A teoria fundamental da geoestatística é a esperança de que, na média, as amostras próximas no tempo e espaço sejam mais similares entre si do que as que estiverem distantes (ISAACS; SRIVASTAVA, 1989).

Alguns métodos estimadores geoestatísticos da autocorrelação espacial são usados como ferramentas de continuidade espacial, como: o variograma, o semivariograma, o covariograma e o correlograma. Essas ferramentas são usadas para investigar a magnitude da correlação entre as amostras e sua similaridade ou não com a distância.

No contexto da estatística, a textura pode ser descrita em termos dos dois componentes principais associados a *pixels* (ou outra unidade): variabilidade e autocorrelação espacial. A vantagem do uso de técnicas de estatística espacial, é que os dois aspectos podem ser medidos em conjunto, como será discutido nas próximas seções. Essas medidas descrevem a textura obtida de uma determinada imagem através do grau de associação espacial presente dentro dos elementos geograficamente referenciados da mesma. A correlação organizacional dos *pixels*, analisados como pontos independentes, podem ser analisados com diversas medidas, como as descritas na sequência deste capítulo.

2.5.2 Semivariograma

O gráfico da semivariância como uma função da distância de um ponto é denominado Semivariograma, sendo que a distância entre as amostras é diretamente proporcional à semivariância (SILVA *et al.*, 2004). As funções geoestatísticas utilizadas possuem 3 características principais: alcance, patamar e efeito pepita.

A Figura 2.18 apresenta um semivariograma com características próximas do ideal. Na origem ocorre uma descontinuidade denominada efeito pepita. O efeito pepita pode ser explicado pela variabilidade de pequena escala não detectada na

amostragem ou simplesmente pela aleatoriedade espacial do conjunto de dados. A curva então cresce suavemente e a partir de um dado valor de h se torna constante. O valor da variável h onde a curva se torna constante é denominado alcance, e o valor correspondente da função $\gamma(h)$ é chamado patamar. Considera-se que a partir do alcance não há mais dependência espacial entre os *pixels* da amostragem.

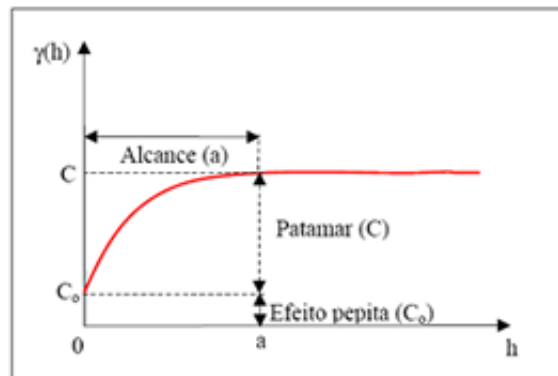


Figura 2.18: Características do semivariograma: Alcance, Patamar e Efeito pepita. Fonte: (SOLER, 2000).

- *Alcance* - Representa a distância máxima a que uma característica está correlacionada espacialmente. Refere-se à distância na qual o semivariograma atinge o patamar. É utilizado para avaliar o grau de continuidade espacial dos dados.
- *Patamar* - À medida que a distância h entre pontos amostrados aumenta, a semivariância $\gamma(h)$ também aumenta até um valor máximo, no qual se estabiliza. O patamar é aproximadamente igual à variância dos dados e por meio dele pode-se medir a variabilidade do semivariograma.
- *Efeito Pepita* - Revela a descontinuidade do semivariograma para distâncias menores do que a menor distância entre as amostras. Na prática, à medida que h tende para 0 (zero), $\gamma(h)$ se aproxima de um valor positivo chamado Efeito Pepita (C_0).

O Semivariograma é definido por:

$$\gamma(h) = \frac{1}{2N(h)} \sum_{i=1}^{N(h)} (x_i - y_i)^2 \quad (2.9)$$

onde h é o vetor distância (*lag distance*) entre os valores de origens, x_i , e os valores de extremidade, y_i , e $N(h)$ é o número de pares na distância h . O vetor distância com origem x_i e extremidade y_i é exemplificado na Figura 2.19.

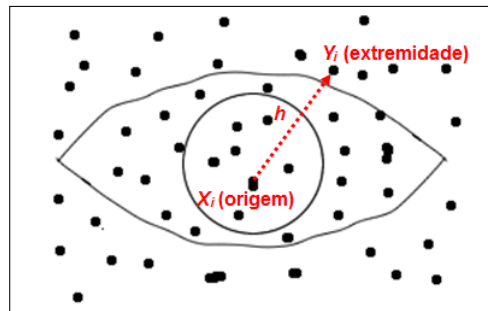


Figura 2.19: Definição do vetor distância.

Os outros parâmetros usados para calcular o semivariograma, como incremento do *lag* (*lag spacing*), tolerância do *lag* (*lag tolerance*), direção (*direction*), tolerância angular (*angular tolerance*) e largura máxima de banda (*maximum bandwidth*) são ilustrados na Figura 2.20.

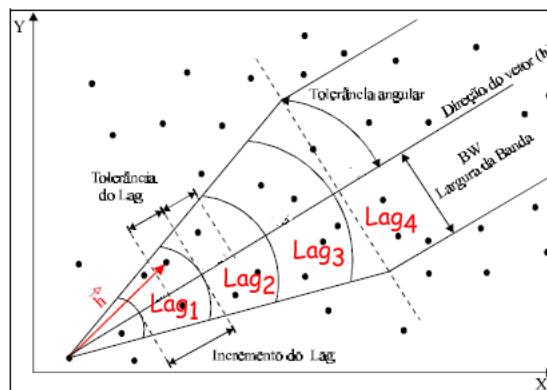


Figura 2.20: Parâmetros utilizados para cálculo das funções geoestatísticas. Fonte: (CAMARGO, 1997).

Considera-se o conjunto de amostras irregularmente espaçadas, em duas dimensões, conforme apresentado na Figura 2.20. Toma-se como referência o Lag_2 , um incremento de *lag* igual a 1 *pixel* com tolerância de 0,5. Considera-se

ainda a direção de medida de 45° com tolerância angular $22,5^\circ$. Então, qualquer par de observações cuja distância esteja compreendida entre 1,5 e 2,5 pixels e $22,5^\circ$ e $67,5^\circ$ será incluído no cálculo do semivariograma de Lag_2 . Este processo é repetido para todos os *lags*.

2.5.3 Semimadograma

O semimadograma é a média da diferença absoluta medida nos pares da amostra, como uma função de distância e direção (SILVA *et al.*, 2004). A função é definida por:

$$m(h) = \frac{1}{2N(h)} \sum_{i=1}^{N(h)} |x_i - y_i| \quad (2.10)$$

onde h é vetor distância (*lag distance*) entre os valores de origens, x_i , e os valores de extremidade, y_i , e $N(h)$ é o número de pares na distância h .

2.5.4 Covariograma

O covariograma mede a correlação entre duas variáveis. Em Geoestatística, a covariância é calculada como a variância da amostra menos o valor do variograma. A função de covariância tende a aumentar quanto mais próximas as variáveis estiverem, ou seja, quando $h = 0$ e tende a decrescer quanto mais distantes, ou próximas do limite, as variáveis estiverem (SILVA *et al.*, 2004). O covariograma é definido por:

$$C(h) = \frac{1}{N(h)} \sum_{i=1}^{N(h)} x_i y_i - m_{-h} m_{+h} \quad (2.11)$$

onde m_{-h} é a média dos valores das origens dos vetores,

$$m_{-h} = \frac{1}{N(h)} \sum_{i=1}^{N(h)} x_i \quad (2.12)$$

e m_{+h} é a média dos valores das extremidades dos vetores,

$$m_{+h} = \frac{1}{N(h)} \sum_{i=1}^{N(h)} y_i \quad (2.13)$$

2.5.5 Correlograma

A função de correlação (correlograma) é a versão normalizada da função de covariância. Os coeficientes de correlação estão na faixa de -1 a 1 . Espera-se que a correlação seja alta para unidades que estão próximas umas das outra (correlação = 1 para distância zero) e que tenda a zero quando a distância entre as unidades aumenta (SILVA *et al.*, 2004). As Figuras 2.21(a) e 2.21(b) ilustram exemplos de amostras correlacionadas e amostras não-correlacionadas, respectivamente.

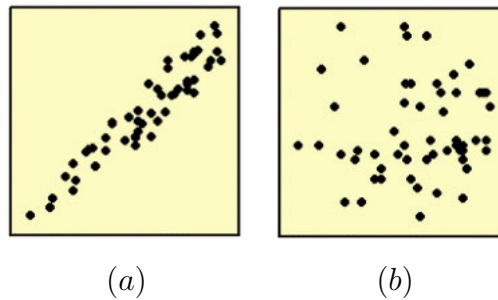


Figura 2.21: (a) Amostras correlacionada, (b) Amostras não-correlacionadas.

A correlação é definida por:

$$\rho(h) = \frac{C(h)}{\sigma_{-h}\sigma_{+h}} \quad (2.14)$$

onde σ_{-h} é o desvio padrão dos valores das origens dos vetores,

$$\sigma_{-h} = \left[\frac{1}{N(h)} \sum_{i=1}^{N(h)} x_i^2 - m_{-h}^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (2.15)$$

e σ_{+h} é o desvio padrão dos valores das extremidades dos vetores,

$$\sigma_{+h} = \left[\frac{1}{N(h)} \sum_{i=1}^{N(h)} y_i^2 - m_{+h}^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (2.16)$$

2.6 Seleção de Características usando Análise Discriminante Linear *Stepwise*

A análise discriminante linear foi desenvolvida originalmente na botânica, objetivando distinguir grupos de plantas baseando-se no tamanho e no tipo

de folhas, o que tornaria possível posteriormente classificar as novas espécies encontradas. Fisher (1940) foi o responsável pelo desenvolvimento da análise para dois grupos.

A seleção de características visa reduzir a dimensionalidade do espaço de características sem perder informações. Os principais motivos para tal redução são o custo de medição e precisão do classificador. Por isso, é necessária a utilização de algoritmos de seleção de características que propiciem a obtenção de representações dos padrões de forma robusta. Sendo assim, utiliza-se a Análise Discriminante Linear (ADL) de Fisher *stepwise* (LIU; WECHSLER, 1998).

A ADL é uma técnica de separação de conjuntos distintos de características que busca gráfica e algebricamente os aspectos (discriminantes) que diferenciam os grupos de características. A ideia é derivar uma regra que possa ser usada para designar combinações lineares das variáveis de entrada que melhor determinam a separação das classes fornecidas (BRAZ JR, 2008).

Ao invés de buscar uma forma particular de distribuição, a ADL utiliza uma abordagem empírica para definir os planos de decisão lineares no espaço de atributos. As funções discriminantes usadas em ADL são construídas a partir de combinações lineares das variáveis de forma que maximize a distinção entre classes (LACHENBRUCH; GOLDSTEIN, 1979):

$$y = \beta_1 x_1 + \beta_2 x_2 + \dots + \beta_n x_n = \beta' x \quad (2.17)$$

O problema é então reduzido a encontrar um vetor adequado β . A ideia básica por trás da análise discriminante é determinar o quanto as classes são diferentes em relação à média de uma variável e depois usar essa variável para adequar um grupo para a nova amostra.

Dois métodos computacionais podem ser utilizados para determinar uma função discriminante: o método simultâneo (direto) e o método *stepwise*. A estimação simultânea envolve a computação da função discriminante, de modo que todas as variáveis independentes são consideradas juntas (BRAZ JR, 2008). Assim, a função discriminante é computada com base no conjunto inteiro de variáveis independentes, sem consideração do poder discriminatório de cada variável independente (HAIR *et al.*, 2005).

Na estimação *stepwise* uma variável é selecionada baseada em sua significância e após cada etapa as variáveis mais significativas são extraídas, formando o

conjunto de dados para investigação. O processo é iniciado escolhendo-se a melhor variável discriminatória. A variável inicial faz par então com uma das outras variáveis independentes, uma de cada vez, e a variável mais adequada para melhorar o poder discriminatório da função em combinação com a primeira variável é escolhida. As demais variáveis são escolhidas de maneira análoga. Após cada etapa de incorporação de uma variável, tem-se uma etapa em que variáveis previamente selecionadas podem ser descartadas. O procedimento chega ao final quando nenhuma variável é incluída ou descartada.

Nesta tese, as funções discriminantes são aplicadas para determinar as variáveis que melhor discriminam as regiões dos olhos e as regiões de outras áreas da face, criando um modelo de seleção que especifica quais são as variáveis que devem ser utilizadas para obter o melhor resultado no momento dos testes. O método *stepwise* é utilizado para selecionar as variáveis independentes que melhor discriminam as classes, gerando um conjunto reduzido de variáveis para o modelo. Segundo Hair *et al.* (2005) o conjunto reduzido é geralmente melhor do que o conjunto completo de variáveis.

2.7 Reconhecimento de Padrões

As técnicas de Reconhecimento de Padrões (RP) classificam informações (padrões) baseadas ou em conhecimento pré-definido ou em informações estatísticas extraídas dos padrões. Um padrão é tudo aquilo para o qual existe uma entidade nomeável representante, geralmente criada por meio do conhecimento cultural humano (LOONEY, 1997). O objetivo do RP é a classificação (agrupamento das amostras em classes) e o reconhecimento de objetos desconhecidos como pertencentes a uma das classes criadas.

Os sistemas de RP são formados por: um sensor que capta observações a serem classificadas ou descritas; um mecanismo de extração de características que discretiza as observações captadas pelo sensor para formar o vetor de características; e por último um mecanismo de classificação das amostras observadas que depende das características que foram extraídas. A classificação pode ser de dois tipos: supervisionada e não-supervisionada.

Na classificação supervisionada, que está sendo utilizada nesta tese, necessita-

se de um supervisor para apresentar previamente o conhecimento do ambiente na apresentação dos dados de entrada e saída, de onde é extraída a representação do conhecimento, objetivando saídas corretas para dados não conhecidos anteriormente.

Um dos pontos cruciais de um sistema RP é a escolha de características. As características devem conter a maior parte da informação relevante e a dimensão do conjunto de características não deve ser muito grande. Para isso, é importante pré-processar os vetores de características a fim de retirar todas as características desnecessárias. Se duas características são extremamente correlatas, elas são redundantes. Esse tipo de característica pode sobrecarregar o classificador e induzi-lo a erros.

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. O classificador utiliza as amostras no treinamento. 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.

Esta tese usa Máquina de Vetor de Suporte para realizar o reconhecimento de regiões de olhos amostrados em imagens de faces humanas.

2.7.1 Máquina de Vetores de Suporte

A Máquina de Vetores de Suporte (SVMs, do Inglês Support Vector Machines) introduzida por (VAPNIK, 1998) é um método de aprendizagem supervisionada usado para estimar uma função que classifique dados de entrada em duas classes. A ideia básica por trás das SVMs é construir um hiperplano como superfície de decisão, de tal maneira que a margem de separação entre as classes seja máxima. O objetivo do treinamento por meio das SVMs é a obtenção de hiperplanos que dividam as amostras de tal maneira que sejam otimizados os limites de generalização.

As SVMs são consideradas sistemas de aprendizagem que utilizam um espaço de hipóteses de funções lineares em um espaço de muitas dimensões. Os algoritmos

de treinamento das SVMs possuem forte influência da teoria de otimização e de aprendizagem estatística. Em poucos anos, as SVMs vêm demonstrando sua superioridade frente a outros classificadores em uma grande variedade de aplicações (CRISTIANINI; SHAW-TAYLOR, 2000).

As SVMs constituem uma técnica de aprendizado que vem recebendo grande atenção dos pesquisadores de Aprendizado de Máquina (AM) nos últimos anos (HEARST, 1998). Algoritmos de AM são algoritmos que melhoram automaticamente à medida que aprendem com experiências passadas, obtendo conclusões genéricas a partir de um conjunto particular de amostras (MITCHELL, 1997).

Os resultados da aplicação das SVMs são comparáveis e muitas vezes superiores aos obtidos por outros algoritmos de aprendizado, como Redes Neurais Artificiais (RNAs) (SIMONS, 1999 apud LORENA, 2006). Esses resultados são alcançados pelo emprego dos conceitos da Teoria de Aprendizado Estatístico (VAPNIK, 1995). Os mesmos apresentam características como a capacidade de generalização e robustez diante de grande volume de dados.

A partir de um conjunto de dados cujas classes são conhecidas, algoritmos de AM podem ser utilizados na indução de um classificador capaz de prever a classe de novos dados do domínio, realizando assim a discriminação desejada. As técnicas de AM podem ser divididas genericamente em aprendizado supervisionado e aprendizado não supervisionado.

O algoritmo supervisionado necessita de um supervisor para apresentar previamente o conhecimento do ambiente na apresentação dos dados de entrada e saída, de onde é extraída a representação do conhecimento, objetivando saídas corretas para dados não conhecidos anteriormente. Podem ser citados como exemplos de algoritmo supervisionado: máquina de vetores suporte, redes neurais artificiais do tipo *multilayer perceptron*, árvores de decisão e algoritmos genéticos.

A aprendizagem não supervisionada, ou autoaprendizagem, é idêntica ao método anterior, porém, k_i , como observado na Equação 2.18, é desconhecido, ou seja, busca-se atribuir um padrão a um conjunto desconhecido de classes de padrões. Este problema é estudado dentro da área denominada de Análise de Aglomerados (*Clustering Analysis*). Os algoritmos de redes neurais do tipo mapa auto-organizáveis, agrupamento hierárquico e K-médias são exemplos de

algoritmos não supervisionados.

As SVMs foram desenvolvidas, originalmente, para resolver problemas de classificação, mas Vapnik *et al.* (1997) as ampliou para solucionar problemas de regressão. Na literatura a terminologia para SVMs pode ser um pouco confusa. O termo SVM é normalmente usado para descrever aplicação de métodos de vetores de suporte para problemas de classificação. Para problemas de regressão, normalmente, utilizam o termo “vetor de suporte para regressão”. Nesta tese, o termo SVM refere-se a ambos os métodos de classificação e regressão. Já os termos SVC (*Support Vector Classification*) e SVR (*Support Vector Regression*) serão usados para a especificar problemas de classificação e regressão, respectivamente.

Support Vector Classification - SVC

Utiliza-se um algoritmo supervisionado nesta tese. Logo, assume-se a existência de um conjunto de amostras de padrões cujas classes são conhecidas, conforme:

$$\mathfrak{S} = (x_1, k_1), (x_2, k_2), \dots, (x_m, k_m) \quad (2.18)$$

onde X_i representa a i -ésima observação ou padrão. K_i representa a classe, ou rótulo, do padrão acima, e m representa o número de amostras disponíveis. Deve-se produzir um classificador, também denominado modelo, preditor ou hipótese, capaz de prever precisamente o rótulo de novos dados. Esse processo de indução de um classificador a partir de uma amostra é denominado treinamento (LORENA, 2006).

Uma tarefa de classificação normalmente envolve treinamento e teste de dados que consiste em alguns exemplos de dados. Cada exemplo no conjunto de treinamento contém um “valor objetivo” (rótulos de classe) e vários “atributos” (características). Frequentemente, a variável de interesse é definida da seguinte forma:

$$y_i = \begin{cases} 1, & \text{se o indivíduo pertence ao grupo 1} \\ 0, & \text{se o indivíduo pertence ao grupo 2} \end{cases} \quad (2.19)$$

onde o principal interesse é obter $\text{Prob}(y=1/x) = f(x, \beta)$ e, na prática, $f(x, \beta)$ é sempre uma função desconhecida.

O SVC tem como objetivo produzir um classificador que apresente um bom desempenho junto a amostras não-observadas durante o treinamento, isto é, que consiga generalizar. Um classificador é uma máquina que fornece classificação. Considerando o exemplo da Figura 2.22, observa-se a existência de vários classificadores lineares possíveis que podem separar as amostras disponíveis sem nenhum erro, mas há somente um que maximiza a distância entre o classificador e a amostra mais próxima de cada classe. Este classificador linear é denominado hiperplano ótimo, pois espera-se que este hiperplano generalize melhor que os demais, quando amostras não utilizadas durante a fase de treinamento devem ser classificadas (LIMA, 2004). Também pode-se observar na Figura 2.22 que o hiperplano ótimo criado possui outros hiperplanos como suporte (linhas tracejadas) denominados vetores-suporte e que passam por pontos das classes.

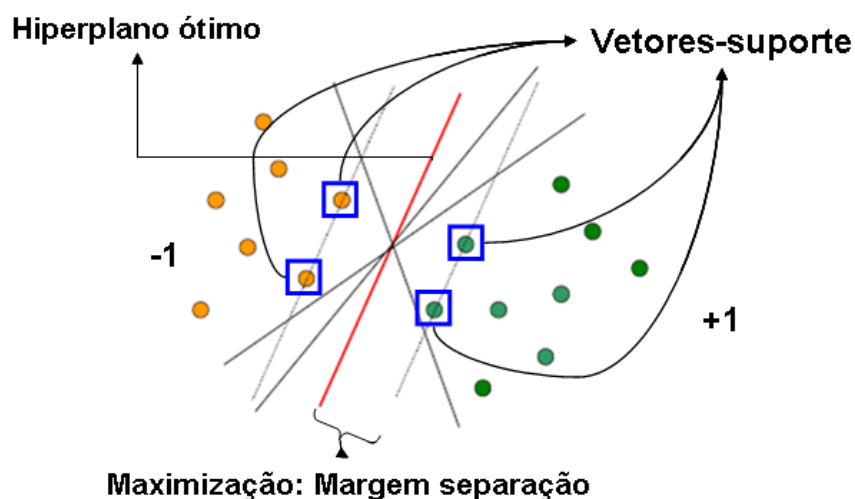


Figura 2.22: Hiperplano ótimo.

Para encontrar a solução ótima, o SVC utiliza o princípio de minimização do risco estrutural e baseia-se no fato de que a taxa de erro nos dados de teste (taxa de erro de generalização) é limitada pela soma da taxa de erro de treinamento e por um termo que depende da dimensão de Vapnik-Chervonenkis (dimensão VC).

Segundo Smola *et al.* (2000), a dimensão VC de um conjunto de funções F , é definida como o tamanho do maior conjunto de pontos que pode ser particionado arbitrariamente pelas funções contidas em F . Ou seja, a dimensão VC do conjunto de funções de classificação F é o número máximo de exemplos de treinamento que

pode ser aprendido pela máquina sem erro, para todas as rotulações possíveis das funções de classificação (SIMONS, 1999).

Dado um conjunto de treinamento de pares de rótulo (x_i, y_i) , $i = 1 \dots l$ onde $x_i \in \mathfrak{R}^n$ e $y_i \in \{1, -1\}$, sendo x_i o vetor de entrada e y_i o rótulo da classe. A classificação da máxima margem de separação tem como finalidade separar as duas classes por um hiperplano tal que a distância dos vetores-suporte seja maximizada. Cada ponto x no espaço de entrada é mapeado para um ponto $z = \Phi(x)$ de alta dimensionalidade, denominado espaço de característica, onde os dados são linearmente separados por um hiperplano.

Os dados podem ser linearmente separáveis, não linearmente separáveis e não separáveis. A função de decisão pode ser escrita usando uma função de *kernel* $K(x, y)$, por ser mais simples que o do mapeamento Φ , e que é definida pela função:

$$f(x) = \sum_{i=1}^l \alpha_i y_i K(x, x_i) + b \quad (2.20)$$

onde $k(x, x_i) = \Phi(x) \cdot \Phi(x_i)$, e os coeficientes α_i e b , são soluções das equações:

$$\min_{w, b, \xi} \frac{1}{2} w^T \cdot w + C \sum_{i=1}^l \xi_i \quad (2.21)$$

sujeito a:

$$y_i [w^T \cdot \phi(x_i) + b] \geq 1 - \xi_i \quad (2.22)$$

onde w é um vetor de pontos perpendicular no hiperplano de separação, $C > 0$ é um parâmetro escolhido pelo usuário, correspondendo a penalidade do erro e os ξ_i 's são variáveis de folga que penalizam os erros de treinamento.

As SVMs possuem *kernels* diferentes que são utilizados para resolver problemas de espaços não lineares, sendo os mais utilizados os tipos Linear, Polinomial (que manipula uma função polinomial cujo grau pode ser definido durante os treinamentos), Sigmoidal (permite que a SVM tenha o comportamento de uma rede MLP⁹) e Gaussiano (corresponde a um espaço de características de dimensão

⁹Rede perceptron de múltiplas camadas (*Multi-layer perceptron*)

infinita; a utilização desse tipo de função permite que a SVM se comporte com características de uma rede RBF¹⁰). As quatro funções básicas de *kernel* são:

- linear: $K(x, y) = x^T y$;
- polinomial: $K(x, y) = (\gamma x^T y + r)^d, \gamma > 0$;
- sigmoidal: $k(x, y) = \tanh(\gamma x^T y + r)$;
- Função básica radial (RBF): $k(x, y) = e^{-\gamma \|x-y\|^2}$.

As diferentes definições do *kernel* e seus respectivos parâmetros provocam alterações nos resultados fornecidos por uma SVM. Nesta tese, foi utilizado o *kernel* RBF, na classificação e na regressão, com o parâmetro $\gamma > 0$ definido pelo usuário.

Support Vector Regression - SVR

O algoritmo do SVC, já apresentado, é utilizado nesta tese para predição de classes binárias não numéricas – em nossa pesquisa classes que representam os olhos e a região de outras áreas da face. No entanto, utiliza-se a regressão quando se pretende utilizar classes numéricas. Em termos práticos, a técnica de regressão é empregada em casos como uma, previsão de volume de vendas de fruta em um supermercado, previsão de temperatura em um dado dia, entre outros.

O algoritmo SVR é uma adaptação do algoritmo para classificação já apresentado. A SVM foi aperfeiçoada com a inclusão da função de perda (SMOLA; SCHÖLKOPF, 2004), possibilitando a utilização da SVM para regressão. A função de perda pode ser do tipo: quadrática, Laplace, Huber, ϵ -insensível e ϵ -Quadrática. As três primeiras, geralmente, não produzem vetores de suporte esparsos. Sendo assim, Vapnik (1995) propôs as funções ϵ -insensível.

Diferentemente da proposta utilizada para problemas de classificação binária, para tratar a regressão o SVR força as amostras a se posicionarem o mais próximo possível do hiperplano ótimo, não importando o lado em que a amostra esteja. Mesmo apresentando propósitos de otimização distintos, seja para classificação ou regressão as SVMs objetivam maximizar a capacidade de generalização. Ou

¹⁰Funções de base radial (*Radial Basis Function*)

seja, na regressão, o SVR busca construir um hiperplano que melhor se ajuste aos pontos dados, com a definição da função de perda.

A função de regressão pode ser calculada por meio do algoritmo utilizado pelo SVC na classificação. O objetivo do SVR é buscar uma função $f(x)$ que retorne como saída um valor máximo de desvio ϵ em relação aos valores alvos. Ou seja, busca-se uma função com margem de erro $y_i - \epsilon, y_i + \epsilon$. A função de perda ϵ -insensível introduz variáveis de folga não negativas ξ_i, ξ_i^* , com a finalidade de penalizar dados fora da margem $|f(x) - y_i| \leq \epsilon$, e é descrita por:

$$\begin{aligned} |\xi|_\epsilon &= 0, & \text{se } -\xi &\leq \epsilon \\ |\xi|_\epsilon &= |\xi| - \epsilon, & \text{caso contrário} \end{aligned} \quad (2.23)$$

A Figura 2.23 representa a Equação 2.23, na qual os pontos que não fazem parte da região sombreada contribuem para o valor da função de custo.

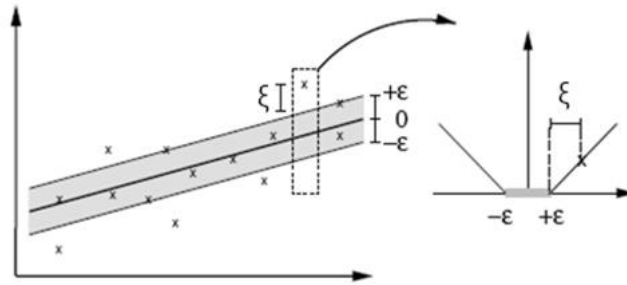


Figura 2.23: Função de perda ϵ -insensível. FONTE: (SMOLA; SCHÖLKOPF, 2004)

Como já exposto na seção anterior, normalmente os problemas a serem resolvidos estão no espaço não linear. Sendo assim, define-se a função de regressão como sendo:

$$f(x) = \sum_{i=1}^l (\alpha_i - \alpha_i^*) K(x, x_i) + b \quad (2.24)$$

onde $k(x, x_i) = \Phi(x) \cdot \Phi(x_i)$, e os coeficientes α_i, α_i^* e b , são soluções das equações:

$$\min_{w, b, \xi, \xi^*} \frac{1}{2} \|w\|^2 + C \sum_{i=1}^l (\xi_i + \xi_i^*) \quad (2.25)$$

sujeito a:

$$\begin{aligned} y_i - (w \cdot x_i) - b &\leq \epsilon + \xi_i \\ (w \cdot x_i) + b - y_i &\leq \epsilon + \xi_i^* \\ \xi_i, \xi_i^* &\geq 0, \forall i = 1 \dots l \end{aligned} \tag{2.26}$$

2.8 Validação de Resultados

A avaliação de um algoritmo de AM supervisionado é normalmente realizada por meio da análise do desempenho do preditor gerado pelo mesmo na classificação de novos dados não apresentados previamente em seu treinamento (LORENA, 2006).

Em problemas relacionados à área de saúde, a estrutura básica dos testes de classificação é para determinar quão bem um teste discrimina a presença ou ausência de uma doença. Nesses tipos de problemas, existe a presença de uma variável preditora (resultado do teste) e uma variável resultante (a presença ou ausência da doença) (LUNA, 2007).

A variável preditora do teste é analisada dividindo o espaço de hipóteses em dois, definindo os critérios de corte que confirmam ou não a presença da doença. A variável resultante do teste diagnóstico é a presença ou ausência da doença, confirmada por um exame considerado *Gold Standard*¹¹. Quando se avalia um teste diagnóstico, quatro situações são possíveis:

1. O teste é positivo e o paciente tem a doença - Verdadeiro Positivo (VP);
2. O teste é positivo, mas o paciente não tem a doença - Falso Positivo (FP);
3. O teste é negativo e o paciente tem a doença - Falso Negativo (FN);
4. O teste é negativo e o paciente não tem a doença - Verdadeiro Negativo (VN).

Nesta tese, são utilizadas a Sensibilidade (S), Especificidade (E) e a Acurácia (A), por serem métodos estatísticos comumente utilizados para validar os resultados nas fases: localização dos olhos e detecção do estrabismo. Na primeira, o teste será positivo se o olho classificado for realmente o olho procurado. Já

¹¹Padrão de exame com a mais alta taxa de conformidade e qualidade de resultados

na segunda, o teste será positivo se o paciente diagnosticado como estrábico pelo método tiver, de fato, estrabismo.

A sensibilidade é a probabilidade de verdadeiros positivos, ou seja, a medida da capacidade do método de decisão prever a condição de estrabismo para aqueles casos que realmente a apresentam, segundo a equação:

$$S = \frac{VP}{VP + FN} \quad (2.27)$$

onde VP é o número de verdadeiros positivos, ou melhor, são pacientes diagnosticados como estrábicos e que foram classificados como tal e FN o número de falsos negativos, no qual pacientes diagnosticados como estrábicos são classificados erroneamente como não-estrábicos.

A especificidade (E) é a probabilidade de verdadeiros negativos, ou seja, a medida da capacidade do método de decisão de apontar ausência da condição para aqueles casos que realmente não a têm, conforme apresentado:

$$E = \frac{VN}{VN + FP} \quad (2.28)$$

onde VN é o número de verdadeiros negativos (não-estrábicos classificados como não-estrábicos) e FP é o número de falsos positivos (não-estrábicos classificados como estrábicos).

A acurácia (A) é a probabilidade de predições corretas, dada pela Equação abaixo:

$$A = \frac{VP + VN}{VP + VN + FP + FN} \quad (2.29)$$

Valor preditivo positivo (VPP) é a probabilidade de um indivíduo avaliado e com resultado positivo ser realmente estrábico, dado por:

$$VPP = \frac{VP}{VP + FP} \quad (2.30)$$

Valor preditivo negativo (VPN) é a probabilidade de um indivíduo avaliado e com resultado negativo ser realmente não-estrábico, dado por:

$$VPN = \frac{VN}{VN + FN} \quad (2.31)$$

A sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo e negativo além do acerto total do sistema são usados para avaliar o desempenho da metodologia criada nesta tese na detecção de estrabismo, além de avaliar a eficácia das funções geoestatísticas juntamente com o classificador SVC de discriminar regiões de olhos.

Para avaliar o desempenho dos regressores, na realização do planejamento cirúrgico, são realizadas análises dos erros das previsões produzidas. Esta avaliação é realizada por meio de cálculos do erro nas previsões. Com isso, prioriza-se a construção de modelos de previsão que gerem o menor erro. O erro de previsão é definido como a diferença entre o valor atual e o valor previsto para o mesmo período (MAKRIDAKIS *et al.*, 2008).

Dentre as medidas existentes para avaliação do erro de previsão, utiliza-se o Erro Absoluto Médio (EAM) e a Raiz do Erro Quadrático Médio (REQM). A Medida do EAM fornece a média do distanciamento de todos os valores fornecidos pelos regressores e o seu real valor, ou seja, mede quão próximo a previsão está do valor real. Calcula-se o EAM utilizando a Equação 2.32:

$$EAM = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |p_i - a_i| \quad (2.32)$$

onde n é o número de amostras, neste estudo a quantidade de pacientes, p_i é o valor previsto pelo regressor para a i -ésima amostra e a_i é o valor atual da i -ésima amostra.

Já medida da Raiz do Erro Quadrático Médio (REQM) é definida pela Equação 2.33.

$$REQM = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (p_i - a_i)^2} \quad (2.33)$$

Quanto menores as estatísticas de REQM e EAM, melhor é a habilidade do regressor de fazer previsões.

2.9 Resumo

Neste capítulo, foram apresentadas informações relevantes a respeito do estrabismo: seu conceito, causas, consequências e tratamentos. Representou-se ainda a estrutura externa do olho para uma melhor compreensão desta

patologia. Discorreu-se também acerca da aplicação do teste de Hirschberg, sobre os movimentos oculares, sobre a importância dos músculos oculares extrínsecos no alinhamento dos olhos e sobre a elaboração do plano cirúrgico para tratamento do estrabismo. Comentou-se a importância das ferramentas CAD, as técnicas de processamento de imagens utilizadas na metodologia deste trabalho: filtragem homomórfica, equalização do histograma, método de Canny, transformada de Hough e análise de textura. Por último, foram apresentadas as funções geoestatísticas (semivariograma, semimadograma, covariograma e correlograma) usadas na extração de características; a técnica de seleção de características por meio da análise discriminante *stepwise*; o classificador SVC e o regressor SVR e as medidas estatísticas de validação dos resultados.

CAPÍTULO 3

Materiais e Métodos

Este capítulo descreve os procedimentos utilizados para detecção e diagnóstico automáticos e planejamento cirúrgico do estrabismo em imagens digitais, a partir de fotografias de faces de pacientes. No desenvolvimento deste trabalho, foram definidas as seguintes delimitações:

- O método proposto se limita a realizar o diagnóstico e planejamento cirúrgico de estrabismos primários;
- Por meio do teste de Hirschberg é possível detectar apenas pacientes que apresentam tropias (desvios oculares manifestos);
- O paciente submetido à metodologia deve apresentar boa acuidade visual e ser capaz de ver, claramente, imagens distantes;
- É possível aferir com o teste de Hirschberg desvios de até 90Δ . Sendo assim, a detecção e o diagnóstico automáticos do estrabismo se limitam a pacientes com desvios menores que 90Δ ;
- O plano cirúrgico proposto neste estudo limita-se a pacientes com desvios horizontais (esotropias e exotropias).

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

3.1 *Software e Hardware* utilizados

Uma das linguagens orientadas a objetos mais utilizadas atualmente é a linguagem Java (ORACLE, 2008). A sua importância no cenário de desenvolvimento de *software* atual é justificada por uma série de características importantes da linguagem, tais como a simplicidade de implementação, aliada a uma série de recursos disponíveis através de bibliotecas, e a independência de plataforma, uma vez que o código compilado pode ser executado em qualquer plataforma que possua uma máquina virtual Java instalada. Segundo dados da ORACLE (2008) o Java atualmente é executado em mais de 850 milhões de computadores pessoais e em bilhões de dispositivos em todo o mundo, inclusive telefones celulares e dispositivos de televisão.

Os métodos utilizados nesta tese foram implementados usando a linguagem de programação Java versão 1.7.0 (ORACLE, 2008) e a IDE (Integrated Development Environment) *freeware* de desenvolvimento denominada Eclipse versão 3.2.2 (FOUNDATION, 2006). A linguagem Java foi escolhida por ser uma linguagem de programação gratuita e oferecer recursos como: portabilidade, facilidade de programação, documentação, rapidez, sintaxe semelhante à linguagem C, segurança e confiabilidade. Sendo assim, é utilizada por permitir que usuários que tenham o *plugin* instalado possam executar aplicativos Java e usá-los em diversos dispositivos.

Todas as funções geostatísticas e técnicas de processamento de imagens e reconhecimento de padrões usadas nesta tese foram implementadas usando a linguagem Java. As medidas de semivariograma, correlograma, semimadograma e covariograma foram validadas através do *software freeware* denominado GSLIB por meio da comparação dos resultados (SOUSA JR, 2006).

A manipulação das imagens foi realizada através das funções da biblioteca *Java Advanced Imaging* (JAI) (SUN, 2007), disponível gratuitamente na Internet. A biblioteca pode ser usada com a linguagem Java, fornecendo classes simples e funções para carregar, salvar, processar e exibir imagens. Possui grande portabilidade, funcionando perfeitamente em ambientes Linux e Windows.

O classificador SVC foi obtido por meio da biblioteca LIBSVM (CHANG; LIN, 2003). O regressor SVR é gerado utilizando-se a biblioteca WEKA (*Waikato Environment for Knowledge Analysis*) (HALL *et al.*, 2009). Ambas as bibliotecas

encontram-se disponíveis gratuitamente na Internet. Para selecionar as variáveis mais significantes, foi utilizada a análise discriminante *stepwise* (LACHENBRUCH; GOLDSTEIN, 1979) através do *software* Statistical Package for the Social Sciences (SPSS, 2003).

O computador utilizado para a implementação e testes da metodologia foi um Intel Core i7-2620M, 6GB de memória RAM e 750GB de HD. A câmera utilizada na aquisição das imagens de paciente foi uma câmera SonyR Cyber-shot 8.1 *megapixels*.

3.2 Pacientes

As imagens utilizadas neste estudo são de pacientes oriundos de um consultório oftalmológico privado, especializado em estrabismo, localizado na cidade de São Luís - MA. A base de testes é constantemente atualizada com o surgimento de novos pacientes que aceitam colaborar e que satisfazem os critérios citados na próxima seção.

Todos os pacientes que concordaram em participar do estudo assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Além deste, obteve-se aprovação do comitê de ética em pesquisa do Hospital Universitário Federal do Maranhão, através do parecer N° 331/09, para realização de estudos utilizando imagens de seres humanos. Na aquisição das imagens não foram realizados procedimentos invasivos e em momento algum a pesquisa trouxe riscos ou desconforto aos participantes.

3.2.1 Protocolo de Aquisição

Os pacientes foram submetidos ao protocolo de aquisição estabelecido por um médico especialista. Este protocolo estabeleceu critérios para inclusão e exclusão dos pacientes na base de dados, sendo descritos a seguir.

Exame e critérios de inclusão de pacientes na base de dados

Os pacientes pertencentes à base de dados são examinados, observando-se:

- Acuidade visual, a capacidade de ver imagens distantes claramente, com a melhor correção visual;
- Biomicroscopia¹;
- Fundoscopia² (polo posterior);
- Tonometria de aplanção³ (sempre que possível);
- Exame de motilidade ocular⁴.

No exame de motilidade ocular faz-se a avaliação do alinhamento ocular pelo *Cover Test*, ou teste de oclusão simples e alternada. Este é um teste um pouco mais complexo do que o método de Hirschberg através do qual se ocluem alternadamente os dois olhos, sendo solicitado que o paciente fixe o olhar num determinado ponto (objeto parado). Se ambos os olhos mantiverem-se alinhados, ou seja, sem desvio quando se troca a oclusão, isso significa que não há estrabismo. Contrariamente, quando a troca da oclusão provoca movimentação do olho desviado para fixação no objeto, isso significa que há estrabismo. Do *Cover Test*, pode-se constatar duas situações:

1. Não houve desvio: completa-se a avaliação estrabológica com teste das 4^Δ (dioptria prismática) e avaliação sensorial pelo teste de acuidade estereoscópica⁵ de Titmus.
 - (a) se as duas últimas avaliações também forem normais, o paciente fará parte do grupo controle (sem estrabismo);
 - (b) se pelo menos um destes dois exames der alterado, o paciente será incluído no grupo teste (com estrabismo).

¹A biomicroscopia corresponde à visualização externa do olho (córnea, esclera, conjuntiva) bem como de todos os componentes da câmara anterior (íris, aquoso, cristalino e suas cápsulas) e até de parte do segmento posterior (vítreo anterior e retina) através de lentes apropriadas.

²A fundoscopia é o exame de fundo de olho.

³A tonometria é a medida da pressão intraocular.

⁴A avaliação da motilidade ocular é realizada através do *cover test* (do oclutor manual) ou do reflexo luminoso corneal, solicitando que o paciente fixe o olhar num ponto (*cover test*) ou luz (reflexo luminoso), para ser verificado o desvio dos olhos para perto e para longe.

⁵Teste utilizado para avaliar a visão estereoscópica ou percepção de profundidade.

2. Houve desvio: aplica-se o método de prisma e cobertura (prisma e *cover*) alternado, para quantificação do desvio.

Critérios de exclusão de pacientes da base de dados

- **Grupo teste (com estrabismo)**

- Opacidade ou qualquer tipo de alteração corneana e/ou palpebral que inviabilize a observação dos reflexos luminosos em ambas as córneas;
- Irregularidade no contorno limbar;
- Alterações no tamanho de um dos olhos, como a microftalmia. Não se incluem como critérios alterações pupilares ou irianas, tais como: leucocoria, anisocoria, discoria; bem como alterações de segmento posterior, com ou sem comprometimento visual;
- Nistagmo⁶ manifesto.

- **Grupo controle (sem estrabismo)**

- Incapacidade de atingir 1,0 / 1,0 (na tabela de Snellen) de visão com a melhor correção visual ou de informar a acuidade visual. A Tabela de Snellen (Figura 3.1) é um diagrama utilizado para avaliar a acuidade visual de uma pessoa.
- Incapacidade de alcançar 40” de arco no teste de acuidade visual estereoscópica de Titmus ou de realizar o teste;
- Nistagmo manifesto ou oscilações repetidas e involuntárias rítmicas de um ou ambos os olhos em algumas ou todas as posições de mirada.

3.2.2 Aquisição das imagens

A aquisição das imagens foi realizada no próprio consultório oftalmológico, utilizando a câmera configurada com *zoom* óptico de 3x, ajustada para o modo

⁶Nistagmo são oscilações repetidas e involuntárias rítmicas de um ou ambos os olhos em algumas ou todas as posições de mirada.

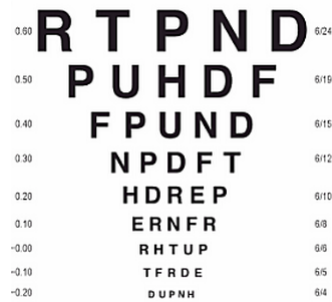


Figura 3.1: Tabela de Snellen utilizada para avaliar a visão distante.
Fonte: (ROSENFELD; LOGAN, 2009)

de captura de imagens (com mais detalhes e nitidez) e com resolução de 2048 x 1536 *pixels*.

A fotografia é adquirida com o paciente sentado na cadeira de exames, observando-se que a cabeça deve estar centralizada a cerca de 40-50cm de distância da máquina fotográfica. A luz da sala permanece ligada, mas sem o foco de luz complementar. Pede-se para o paciente olhar para uma figura acomodativa presa lateralmente à objetiva da câmera fotográfica. O *flash* deve estar ativado para gerar o brilho, ou primeira imagem de Purkinje. Já a função macro é utilizada para garantir a focalização perfeita da imagem adquirida, mesmo o paciente estando próximo a uma distância de 40-50cm da câmera. Caso o paciente utilize lentes corretivas, a foto será adquirida com as mesmas. Para cada paciente, são capturadas cinco imagens nas posições: PPO, LEVO, DEXTRO, SUPRA e INFRA.

Para orientar o ângulo de inclinação e rotação da cabeça do paciente, utilizaram-se uma régua e um transferidor para direcionar o olhar do paciente conforme a posição desejada. Dessa forma, é possível manter um padrão aproximado de inclinação e rotação para aquisição das imagens nas posições diagnósticas do olhar.

A Figura 3.2 ilustra a aquisição da fotografia da face do paciente realizada no consultório oftalmológico.

Foram adquiridas 200 imagens de 40 pacientes de ambos os sexos e variadas idades, com ou sem lentes corretivas nas posições primária e secundária do olhar. Nas Figuras 3.3(a-e) são representadas as posições diagnóstica do olhar nas quais



Figura 3.2: Aquisição da fotografia da face do paciente.

os pacientes foram submetidos.

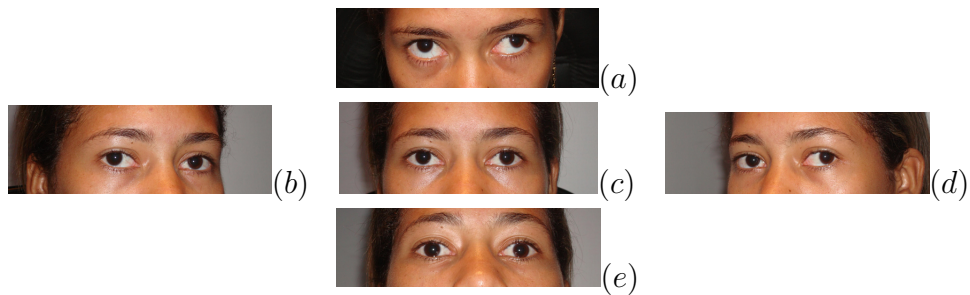


Figura 3.3: Imagens adquiridas nas 5 posições do olhar: (a) SUPRA, (b) DEXTRO, (c) PPO, (d) LEVO, (e) INFRA.

3.3 Metodologia Proposta

Para detectar, diagnosticar e sugerir o plano cirúrgico do estrabismo por meio de imagens digitais é indispensável localizar precisamente o limbo e o brilho gerado nas imagens. Sendo assim, para atender tais necessidades, a metodologia proposta está organizada em sete etapas, representada na Figura 3.4.

O fluxo apresentado na Figura 3.4 realiza-se da seguinte forma:

- (1) Na primeira etapa, realiza-se a segmentação da face, pretendendo reduzir o espaço de busca nas imagens adquiridas de cada paciente nas posições: PPO, INFRA, SUPRA, LEVO e DEXTRO; obedecendo ao protocolo definido na Seção 3.2.1;

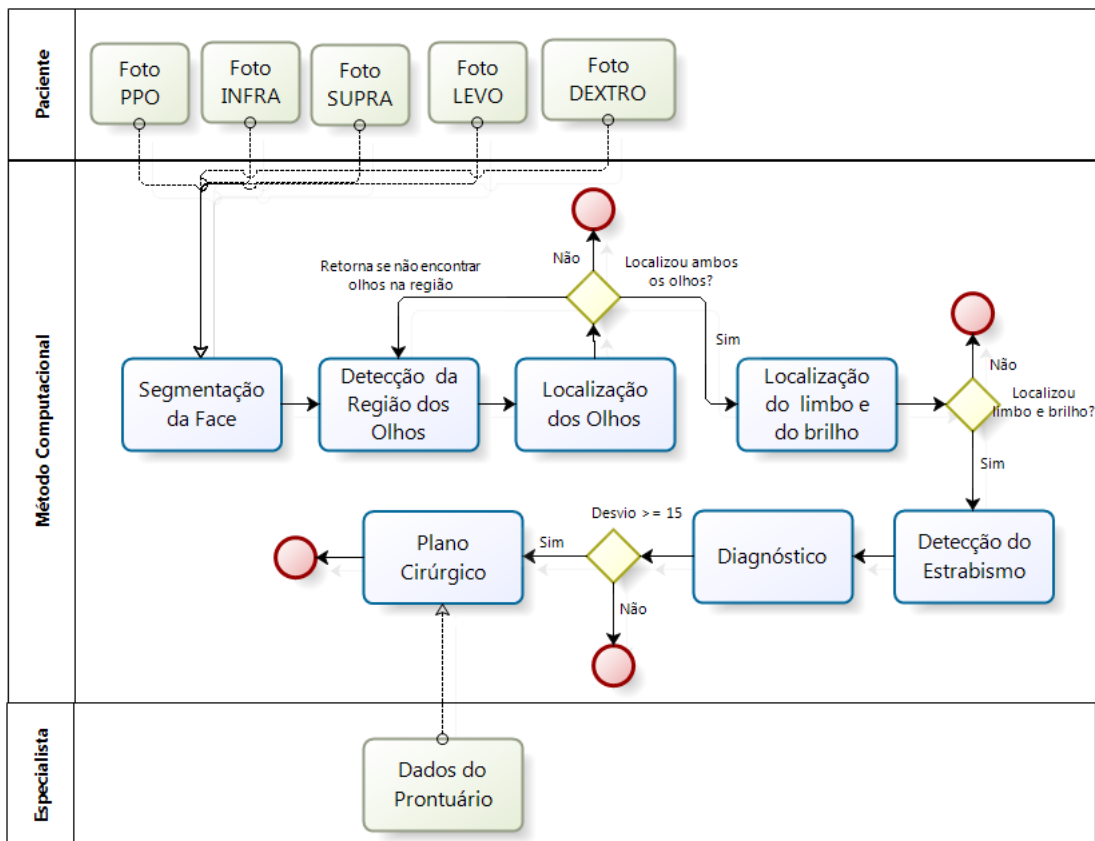


Figura 3.4: Etapas da Metodologia proposta pelo trabalho.

- (2) Com a imagem da face segmentada, realiza-se a detecção da região dos olhos para excluir regiões da face que não interessam à metodologia;
- (3) Na terceira etapa, realiza-se a localização precisa dos olhos, restringindo ainda mais o espaço de busca. Caso não haja a localização de pelo menos um dos olhos, o fluxo retorna para a etapa (2). A metodologia pode ser encerrada nesta etapa, se os dois olhos não forem localizados.
- (4) Com os olhos localizados, realiza-se a localização do limbo e do brilho. O método pode ser finalizado, se não houver a localização precisa do limbo e do brilho em ambos os olhos;
- (5) Tendo o limbo e o brilho detectados, realiza-se a detecção do estrabismo, fase em que se constata a presença ou ausência do estrabismo;
- (6) Após a detecção, apresenta-se o diagnóstico sindrômico do paciente. Se

forem diagnosticados no paciente desvios maiores ou iguais a 15Δ , este avança para a etapa de planejamento cirúrgico; se não, o fluxo se encerra na etapa de diagnóstico.

- (7) Por último, sugere-se o plano cirúrgico para os pacientes que necessitem de intervenção cirúrgica. Esta última etapa utiliza dados provenientes da etapa (6) somados a informações necessárias para realização do plano, obtidas por meio de exames (Seção 2.2.4) realizados pelo especialista.

As próximas seções discorrem, mais precisamente, sobre cada etapa supracitada.

3.3.1 Segmentação da Face

A etapa inicial de segmentação da face visa eliminar o plano de fundo existente e delimitar a área da face que será utilizada em processamentos posteriores. A metodologia é iniciada com a aquisição da imagem seguida do redimensionamento da imagem de 2048×1536 pixels, resolução original, para uma resolução dez vezes menor de 205×154 pixels, visando minimizar o custo computacional do processamento da imagem. Já na fase de localização do limbo a imagem adquirida inicialmente é redimensionada para a resolução de 1229×922 pixels, para não perder dados da imagem (o que prejudicaria a fase de localização do limbo e do brilho).

A imagem é convertida do modelo de cor RGB para YCbCr. O espaço de cor YCbCr é normalmente utilizado em sistemas de vídeo. A componente Y representa a luminosidade, sendo basicamente a imagem em nível de cinza, já as componentes Cb e Cr armazenam as informações das componentes azul (B) e vermelho (R), respectivamente. A conversão é realizada através de uma operação linear usando a Equação 3.1.

$$\begin{vmatrix} Y \\ Cb \\ Cr \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} 16 \\ 128 \\ 128 \end{vmatrix} + \begin{vmatrix} 0,257 & 0,504 & 0,098 \\ -0,148 & -0,291 & 0,439 \\ 0,439 & -0,368 & -0,071 \end{vmatrix} \begin{vmatrix} R \\ G \\ B \end{vmatrix} \quad (3.1)$$

Para segmentar a face utiliza-se o mesmo algoritmo desenvolvidos por Chai e Ngan (1999). O mapa de cor de pele é obtido e utilizado na componente de

crominância da imagem de entrada para detectar *pixels* com características da cor da pele. Os limiares de C_b e C_r utilizados como referência do mapa de cor são:

$$77 \leq C_b \leq 127 \text{ e } 133 \leq C_r \leq 173 \quad (3.2)$$

Em seguida, aplica-se o filtro da média (GONZALEZ; WOODS, 2002) para reduzir ruídos, configurado com tamanho 9×9 . Realiza-se a limiarização da imagem tomando como limiar o valor médio da intensidade dos pixels da imagem. Por último, as coordenadas e dimensões da região da face são extraídas verificando os limites dos pixels brancos existentes nas extremidades horizontal e vertical da imagem.

A Figura 3.5 apresenta o fluxograma do algoritmo realizado para segmentação da face. São apresentadas as imagens resultantes do processamento de cada uma das fases que são utilizadas nos processamentos posteriores desta etapa. Todas as imagens passam pelo mesmo fluxo até alcançar o último estágio resultando na imagem da face segmentada. A imagem da face segmentada é utilizada como entrada na etapa de detecção da região dos olhos.

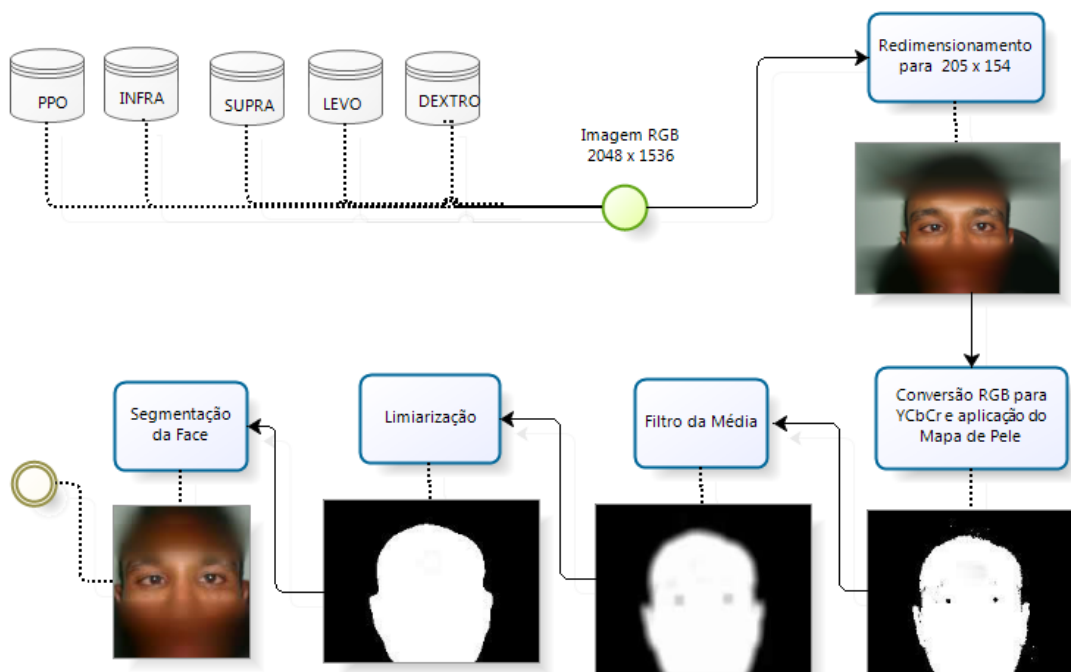


Figura 3.5: Fluxograma da fase de segmentação da face.

3.3.2 Detecção da Região dos Olhos

Esta etapa visa reduzir o espaço de busca na imagem de face segmentada na fase anterior, gerando uma subimagem com a possível região dos olhos e excluindo regiões que não têm interesse (boca, nariz e cabelos), para facilitar a etapa seguinte de localização dos olhos. A Figura 3.6 representa os passos realizados na detecção automática da região dos olhos.

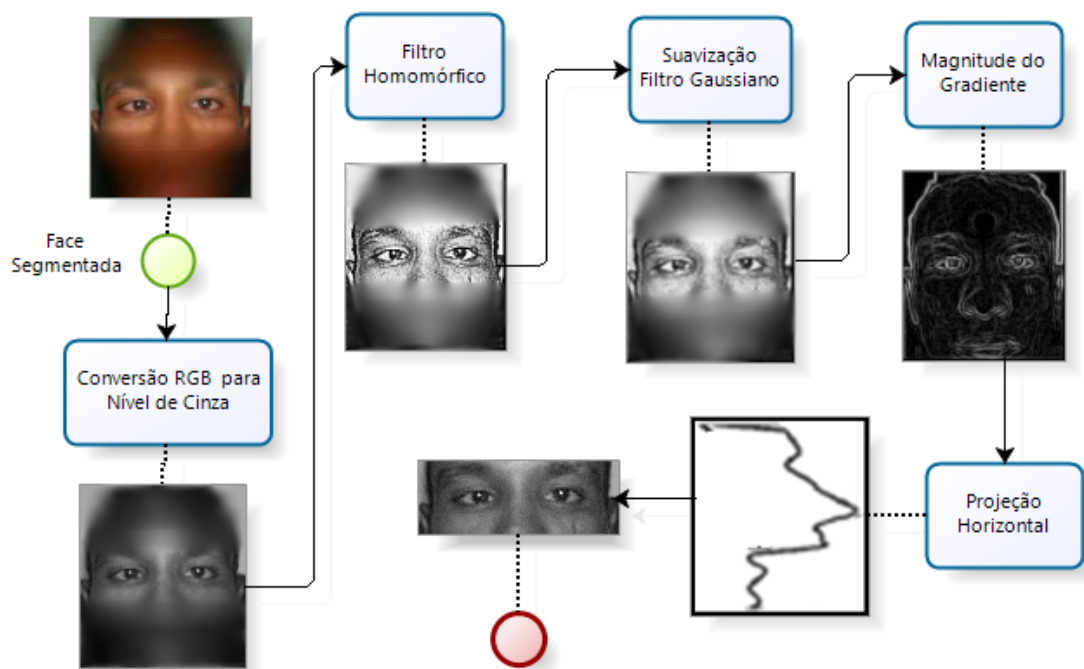


Figura 3.6: Fluxograma da detecção de segmentação da região dos olhos.

Inicialmente, a imagem redimensionada na fase anterior é convertida de colorida (modelo de cor RGB) para níveis de cinza, pois é mais fácil e eficiente computacionalmente trabalhar em um canal do que em três canais. Na conversão dos canais RGB para um único canal (níveis de cinza) utiliza-se a Equação 3.3, na qual NC é a imagem convertida em nível de cinza, R é o canal da primitiva vermelho, G da primitiva verde e B da primitiva azul.

$$NC = 0,299 * R + 0,587 * G + 0,114 * B \quad (3.3)$$

Após a conversão de cor, aplica-se a filtragem homomórfica, descrita na Seção 2.4.1, para solucionar divergências de luminosidade. Os fatores multiplicativos α

e β , utilizados no filtro foram, respectivamente, 0,9 e 1,1. As máscaras dos filtros passa-alta e passa-baixa foram, respectivamente, as ilustradas nas Figuras 3.7(a) e 3.7(b). Esses parâmetros não foram escolhidos ao acaso. Estes são os mesmos utilizados por Melo *et al.* (2005) em aplicações da filtragem homomórfica.

$$\begin{array}{cc}
 \begin{array}{|c|c|c|} \hline -1 & -1 & -1 \\ \hline -1 & 9 & -1 \\ \hline -1 & -1 & -1 \\ \hline \end{array} & \begin{array}{c} \\ \\ \frac{1}{9} \times \\ \\ \end{array} \begin{array}{|c|c|c|} \hline 1 & 1 & 1 \\ \hline 1 & 1 & 1 \\ \hline 1 & 1 & 1 \\ \hline \end{array} \\
 (a) & (b)
 \end{array}$$

Figura 3.7: Máscaras utilizadas no filtro homomórfico (a) máscara do filtro passa-alta, (b) máscara do filtro passa-baixa.

Na etapa seguinte, faz-se a suavização da imagem utilizando o filtro gaussiano de máscara 3 x 3. Em seguida, calcula-se o gradiente da imagem de entrada, gerada na fase anterior, utilizando filtro de Sobel (GONZALEZ; WOODS, 2002).

Dando continuidade ao fluxo realizado na detecção da região, aplica-se, em seguida, uma projeção horizontal desse gradiente, obtendo como resultado a média dos três maiores picos dessa projeção. É relevante saber que os olhos encontram-se na parte superior da face e que, junto com as sobrancelhas, correspondem aos dois picos mais próximos um do outro. Esta informação fisiológica, conhecida *a priori*, pode ser utilizada para se identificar a área de interesse, pois o pico da projeção horizontal irá fornecer a posição horizontal dos olhos. Para eliminar interferências da região superior dos cabelos e da boca, a projeção é aplicada a partir de 1/5 a 1/2.5 da altura da imagem de face. A área da região dos olhos possui a mesma largura e 1/3 da altura da imagem segmentada na fase anterior.

3.3.3 Localização dos Olhos

A etapa de localização dos olhos é de fundamental importância para o método proposto nesta tese, pois se esta não for capaz de localizar olhos com boa precisão, não é possível dar prosseguimento para a etapa de localização do limbo e do brilho, ocasionando o término prematuro da metodologia computacional. A Figura 3.8 apresenta as etapas propostas para a localização dos olhos, na região segmentada na fase de detecção da região dos olhos, que seguem a sequência representada pela

Figura 3.8.

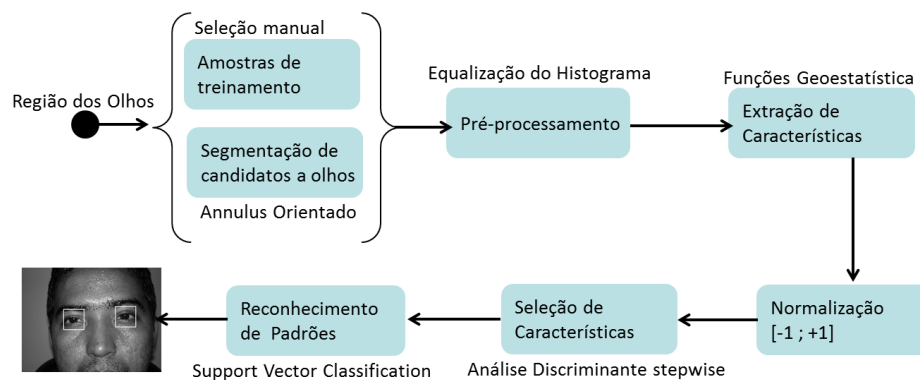


Figura 3.8: Etapas de localização dos olhos.

Por utilizar técnicas de reconhecimento de padrões (Seção 2.7), a localização dos olhos é realizada em duas fases: treinamento e teste. Na etapa de treinamento, é criado um classificador de acordo com um conjunto de padrões por ele identificados para cada posição diagnóstica do olhar, ao passo que na fase de testes as amostras são classificadas através do classificador criado no treinamento para cada pose do olhar. A única diferença na execução das mesmas são as amostras utilizadas nas fases seguintes. As amostras utilizadas no treinamento foram selecionadas manualmente; já no teste, foram detectadas automaticamente.

Base de treino e teste

Para treinamento de cada classificador, foram selecionadas 1050 amostras de 35 imagens de pacientes, sendo 18 regiões de olho, 9 de cada olho, e 12 regiões de outras áreas da face. Ou seja, para cada imagem de posição do olhar utilizada no treinamento foram extraídas, manualmente, 30 amostras formadas por uma janela de 30 x 30 *pixels*.

Para teste, as amostras foram detectadas automaticamente através da Transformada de Hough, descrita na Seção 2.4.4, baseada em Anulus Orientado (D'ORAZIO *et al.*, 2007), que foi aplicada para localizar os candidatos a olhos direito e esquerdo usando intervalos de raios⁷ de 4 a 10 *pixels*.

⁷Os intervalos de raios considerados neste trabalho foram determinados através de análise realizada no banco de imagens usado nos testes.

A aplicação do Annulus Orientado necessita do cálculo das derivadas parciais nas componentes em X e Y. Para tal, utilizam-se os núcleos do operador de Sobel (GONZALEZ; WOODS, 2002), em que a convolução de cada um de seus núcleos sobre a imagem de entrada tem como saída uma imagem que representa uma derivada parcial da imagem.

Após esse cálculo, realiza-se a convolução dos componentes do núcleo da transformada de Hough, no domínio discreto implementado como dois filtros (Figuras 3.9(a-b)), com sua componente em X convoluída na derivada parcial em X da imagem e sua componente em Y na derivada parcial em Y da imagem. Para obter o resultado esperado do Anulus orientado do produto escalar, o resultado das duas convoluções é somado e a imagem resultante representa o acumulador da transformada de Hough. Quanto maior o valor em uma posição, maior a chance dessa posição representar o centro de um círculo e, em consequência, o centro de um candidato a olho.

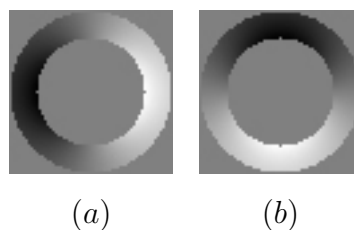


Figura 3.9: Componentes da Transformada de Hough: (a) Componente X do núcleo, (b) Componente Y do núcleo.

As coordenadas são organizadas seguindo o critério de votação no vetor de acumulação. Em seguida, para cada olho são extraídas seis coordenadas, seguindo os critérios estabelecidos na Tabela 3.1. Por exemplo, os candidatos a olho direito para as imagens de PPO, INFRA e SUPRA são os que possuem coordenadas X menor ou igual à metade do comprimento (W) da imagem.

Tabela 3.1: Critérios de divisão dos candidatos a olho direito e esquerdo.

	PPO	INFRA	SUPRA	DEXTRO	LEVO
OD \leq	$W / 2$	$W / 2$	$W / 2$	$2 * W / 3$	$W / 3$
OE $>$	$W / 2$	$W / 2$	$W / 2$	$2 * W / 3$	$W / 3$

Pré-processamento

Em seguida, as amostras passam por um pré-processamento através da equalização do histograma, descrita na Seção 2.4.2. As regiões de interesse depois do pré-processamento da etapa anterior são submetidas à etapa de extração de características de textura. Este trabalho utiliza as funções geoestatísticas, apresentadas na Seção 2.5.1, para descrever a textura de objetos representantes de olhos e de outras áreas da face, retirados de imagens de faces. As funções utilizadas são: correlograma, covariograma, semivariograma e semimadograma.

Extração de Características

Os parâmetros usados pelas funções geoestatísticas (Seção 2.5.1) para extração das características em cada amostra foram as direções 0° , 45° , 90° e 135° com tolerância angular de $22,5^\circ$, incremento de *lag* (distância) igual a 1, 2 e 3 correspondendo a 29, 14 e 9 *lags* e tolerância de cada distância de *lag* igual a 0,5, 1,0 e 1,5, respectivamente. As direções adotadas são as mais utilizadas na literatura para análise de imagens; já para escolher a tolerância de *lag* segundo Isaacs e Srivastava (1989), a escolha mais comum é adotar a metade do incremento de *lag*.

A Figura 3.10 representa a maneira como as distâncias e direções do *lag* são utilizadas. Supondo que essa imagem seja de 30×30 *pixels*, que é o tamanho da janela utilizada, o máximo de *lags* em qualquer das quatro direções para $d = 1$ será 29, $d = 2$ será 14 e $d = 3$ será 9, justificando assim a presença destes valores nos parâmetros.

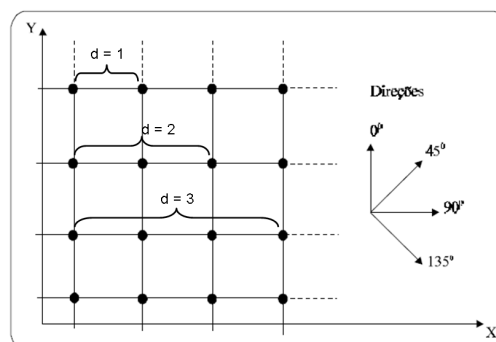


Figura 3.10: Distâncias e direções dos *lags*. Adaptada de: (CAMARGO, 1997).

Para a criação do Vetor de Características (VC), que representa a assinatura da amostra, foram extraídas 208 características por amostra, correspondentes às quatro direções de 52 *lags* (29 + 14 + 9) para cada função geoestatística. Uma combinação de quatro funções geoestatísticas resulta num VC de 832 características (4 x 208).

Normalização

Antes de realizar a seleção de características, as mesmas passam por um processo de normalização para uma faixa de valores comuns entre -1 e 1. Este mecanismo facilita o classificador a convergir com maior facilidade na etapa de treinamento, além de padronizar a distribuição de valores das variáveis, as quais podem assumir diferentes domínios. Para normalizar os dados utiliza-se a equação definida por:

$$Norm = (2 * (num - min) / (max - min)) - 1 \quad (3.4)$$

onde *min* é o menor valor da característica, *max* é o maior valor da característica e *num* é o valor a ser normalizado.

Seleção de Características

As extrações de características realizadas pelas funções geoestatísticas geram muitas variáveis. A abordagem adotada para extração de textura usando covariograma, correlograma, semivariograma e semimadograma geram cada um 208 variáveis e uma combinação de todas elas geram 832 variáveis. Por termos tantas variáveis, faz-se necessária a redução de dimensionalidade. Esse procedimento busca um bom desempenho do classificador na etapa posterior.

Para realizar a seleção das características que melhor discriminam as classes olho e não-olho (outras áreas da face) para as bases de características usadas, esse trabalho utiliza a técnica Análise Discriminante *stepwise* apresentada na Seção 2.6. A aplicação da técnica gera um conjunto específico de variáveis apresentando menos redundâncias que poderiam prejudicar o classificador durante a etapa de generalização.

Reconhecimento de Padrões

A etapa final consiste em classificar cada objeto em olho ou em outras áreas da face utilizando técnicas de reconhecimento de padrões (Seção 2.7) de acordo com a análise de textura obtida pelas funções geoestatísticas (Seção 2.5.1), após a etapa de seleção de características feita pela Análise Discriminante *stepwise* (Seção 2.6).

Utiliza-se a biblioteca LIBSVM (CHANG; LIN, 2003) e WEKA (HALL *et al.*, 2009), que têm como objetivo ajudar usuários a usar SVM facilmente como uma ferramenta. O SVC é utilizado com o núcleo radial (RBF). Existem dois parâmetros que devem ser configurados, quando está se utilizando o *kernel* RBF: C e γ (Seção 2.7.1). Não se sabe anteriormente qual C e γ é melhor para o problema, sendo assim, algum tipo de modelo de seleção (parâmetros de busca) deve ser feito. O objetivo é identificar o melhor C e γ de forma que o classificador possa prever dados desconhecidos com precisão. Para determinar os valores deste parâmetros, utiliza-se a técnica de *grid search* existente na biblioteca do LIBSVM, que consiste em uma busca exaustiva no espaço de parâmetros. Esta busca é realizada sobre os dados de treinamento.

É comum separar dados de treinamento em duas partes, sendo que uma é considerada desconhecida no treinamento do classificador. Então a precisão da predição, neste conjunto, pode refletir mais precisamente no desempenho da classificação de dados desconhecidos. A validação cruzada é a versão melhorada deste procedimento.

Como exemplo de validação cruzada, cita-se a validação cruzada *v-fold*⁸, onde primeiramente divide-se o conjunto de treinamento em v subconjuntos de tamanhos iguais. Em seguida, um subconjunto é testado usando o classificador treinado no restante do subconjunto $v - 1$. Assim, cada exemplo do conjunto de treinamento inteiro é predito uma vez que a precisão da validação cruzada é a porcentagem de dados que são classificados corretamente (CHANG; LIN, 2003). Neste trabalho, utiliza $v = 10$, ou seja, os dados de treinamento são organizados em 10 grupos. Cada experimento foi repetido 10 vezes. Este parâmetro não foi escolhido ao acaso; é comumente utilizado para obter estimativas mais confiáveis, conforme recomenda Witten e Frank (2005).

Para construir o modelo, descreve-se um conjunto de classes pré-determinadas,

⁸Número de grupos em que o conjunto de dados de aprendizado é particionado.

para o qual cada exemplo é considerado como pertencente a uma classe pré-definida, determinada pelo rótulo de seu atributo-classe; o conjunto de exemplos usado na construção do modelo é o conjunto de treinamento e o modelo pode ser representado por regras de classificação, árvores de decisão ou equações matemáticas.

O reconhecimento encerra-se com o treinamento e testes do SVC gerando a localização dos olhos, configurada com os parâmetros C e γ para cada conjunto de amostras submetidas ao processo. Se após a primeira iteração a metodologia não localizar pelo menos um dos olhos, é possível que os olhos não estejam presentes na região da imagem segmentada na fase anterior a esta (Seção 3.3.2). Sendo assim, o processo anterior é repetido, ajustando a coordenada Y e somando o valor atual acrescido da metade da altura da região dos olhos. Ou seja, a janela vai percorrendo a imagem de cima para baixo até localizar os olhos, ou até que não tenha mais pixels para serem verificados. A metodologia computacional pode ser encerrada nesta etapa, se os dois olhos não forem localizados.

Para determinar se o olho detectado corresponde ao direito ou esquerdo, realiza-se a seguinte verificação: caso a metodologia encontre apenas um dos olhos, observa-se o posicionamento deste, se está mais à direita ou à esquerda das imagens; se forem encontrados os dois olhos, verifica-se qual deles está mais à direita e qual está mais à esquerda.

3.3.4 Localização do Limbo e do Brilho

Localização do Limbo

Nossa metodologia aplica o teste de Hirschberg (Seção 2.2.1) automático a partir da fotografia do paciente. Assim, utiliza-se a localização do reflexo gerado pelo teste de Hirschberg como parâmetro de verificação do alinhamento de ambos os olhos. Para tal, aplicou-se o método de Canny (Seção 2.4.3), como técnica de realce de borda, e a Transformada de Hough (TH) (Seção 2.4.4) para contornar a região do limbo.

A Figura 3.11 apresenta o fluxograma do algoritmo realizado na detecção do limbo. São apresentadas as imagens resultantes da sequência de processamento realizado nesta etapa. Os olhos localizados na etapa anterior (Seção 3.3.3) passam

pelo mesmo fluxo até alcançar o último estágio resultando nas coordenadas do limbo de cada olho.

Nessa etapa, a fotografia adquirida inicialmente é redimensionada para um resolução de 1229 x 922 *pixels*, visando minimizar o custo computacional do processamento da imagem sem perder detalhes da borda do limbo. As coordenadas dos olhos encontradas na fase anterior, Seção 3.3.3, são reescaladas para encontrar os valores correspondentes na resolução de 1229 x 922. Sendo assim, as coordenadas x e y dos olhos são aumentadas em 6 vezes, assim como a janela da região dos olhos, que é ampliada de 30 x 30 para 180 x 180.

Em seguida, é realizado um pré-processamento utilizando o filtro *Smart Blur* (JHLABS, 2012) para eliminar ruídos, borrando partes da imagem e preservando as bordas. A imagem é convertida de colorida, escala de cor RGB, para níveis de cinza. Em seguida, aplica-se o método de Canny configurado com fator de derivação de 1,2, máscara de 5 x 5 usada na função gaussiana, limite inferior de 100 e limite superior de 136. Estes parâmetros foram escolhidos através de testes empíricos.

Para determinar a localização das bordas do limbo, é usada a técnica TH que utiliza o mapa de bordas gerado pela aplicação do método de Canny. Um bom resultado desta fase depende de que uma porcentagem razoável das bordas do limbo estejam bem definidas, para que a TH possa localizá-lo com maior precisão.

A Figura 3.12 ilustra a forma que a TH foi utilizada nesta fase para localizar o limbo. Para as imagens em PPO, LEVO e DEXTRO, foram considerados os pontos nos intervalos de 0° a 60°, 300° a 360° correspondendo a uma abertura de 120° do lado direito do círculo desenhado nos pontos de bordas e 120° a 240° correspondendo a uma abertura de 120° no lado esquerdo. Já nas imagens em INFRA e SUPRA, foram utilizadas aberturas de 80° nos lados direito e esquerdo do círculo, com pontos nos intervalos de 0° a 40° e de 320° a 360° no lado direito e 140° a 220° no lado esquerdo. Os pontos fora destes intervalos foram excluídos do vetor de acumulação. Com a realização desse procedimento excluímos a influência das pálpebras na localização do limbo. A Figura 3.13 exemplifica um paciente com olhos entreabertos.

Para localizar a borda do limbo foram usados intervalos de raios⁹ de 22 a

⁹Os intervalos de raios considerados neste trabalho foram determinados através de análise

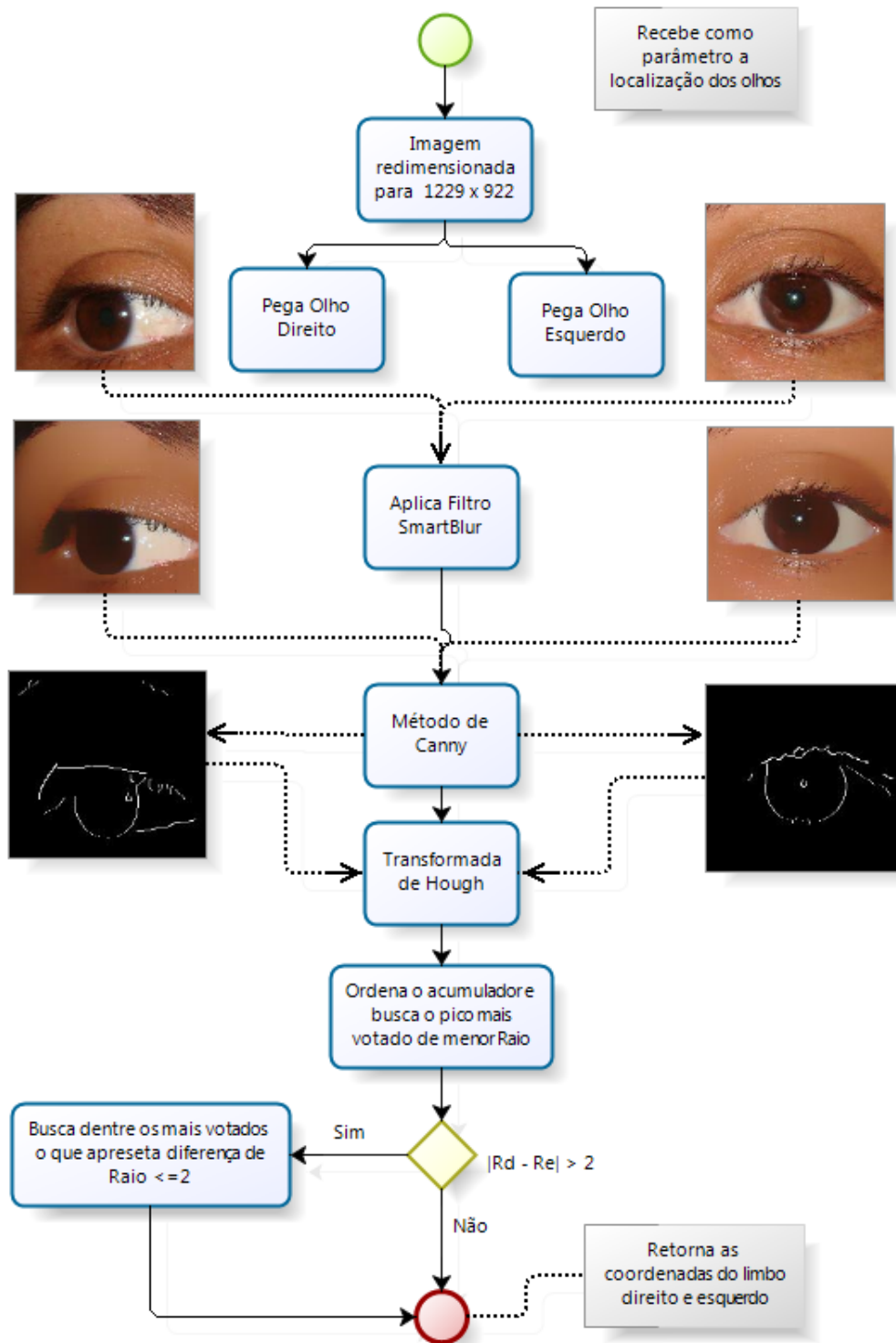


Figura 3.11: Fluxograma da fase de localização do limbo.

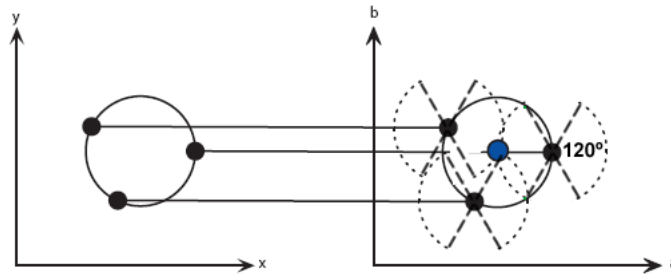


Figura 3.12: Aplicação da TH no círculo transformado do espaço x, y (à esquerda) para o espaço de parâmetros à direita.



Figura 3.13: Paciente com olhos entreabertos.

55 *pixels*, onde selecionam-se, em seguida, as 80 coordenadas¹⁰ mais votadas dentro do vetor de acumulação. As coordenadas são ordenadas considerando-se a votação. Em seguida, separa-se a coordenada mais votada e verifica-se dentre as coordenadas seguintes, ordenadas, se existem outras com a mesma quantidade de votos. Caso existam, considera-se a que tiver menor raio. Com isso, busca-se garantir a escolha de uma região circular. Este processo é realizado para os limbos direito e esquerdo.

Têm-se os dois principais candidatos a limbos, denominados de limbo direito (L_d) e limbo esquerdo (L_e) com raios R_d e R_e , respectivamente. A diferença entre R_d e R_e é analisada, verificando se é maior que 2 *pixels*, visto que os limbos devem apresentar raios próximos. Se existir diferença, toma-se o menor como referência. Considerando-se R_d menor, faz-se a busca dentre os mais votados no vetor de acumulação de L_e pelo primeiro raio que apresentar diferença de no máximo 2 *pixels* em relação ao R_d .

realizada no banco de imagens usado nos testes.

¹⁰Este número foi escolhido depois da realização de alguns testes.

Localização do Brilho

Para localizar o brilho, utiliza-se a região do limbo localizada na seção anterior. A imagem do limbo é segmentada da imagem original convertida para a resolução de 1229 x 922 *pixels*. Nesta, aplica-se um pré-processamento realizando a conversão para nível de cinza e aplicação do filtro da mediana (GONZALEZ; WOODS, 2002). Em seguida, realiza-se a detecção das bordas por meio do método de Canny. Por último, aplica-se a Transformada de Hough (TH). A Figura 3.14 apresenta o fluxo realizado para se ter a primeira imagem Purkinje detectada.

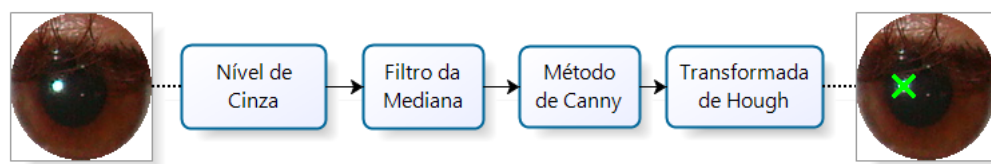


Figura 3.14: Fluxo realizado na localização no brilho.

A aplicação da TH na localização do brilho foi configurada com intervalos de raios de 1 a 4 *pixels*. Todos os pontos dos círculos desenhados no mapa de bordas são projetados no espaço de Hough (vetor de acumulação). Em seguida, selecionam-se as 80 coordenadas¹¹ mais votadas dentro do vetor de acumulação. As coordenadas são ordenadas considerando-se a votação.

Tome-se como exemplo a localização do brilho do olho direito: verifica-se, dentre os seis maiores picos no vetor de acumulação, qual deles está mais próximo do centro do limbo direito, considerando as coordenadas (x,y). Com isso, garante-se que a localização do limbo não caia na região das pálpebras, quando os olhos estiverem entreabertos, ou que não seja confundido com reflexos gerados por lentes corretivas. Este procedimento é realizado para localizar o brilho dos olhos direito e esquerdo.

A metodologia computacional pode ser encerrada nesta etapa caso o limbo e o brilho de ambos os olhos não sejam localizados, pois a detecção de ambos é necessária para as etapas seguintes.

¹¹Este número foi escolhido depois da realização de alguns testes.

3.3.5 Detecção do Estrabismo

Para detectar o estrabismo, utiliza-se a localização do reflexo luminoso corneano ou primeira imagem de Purkinje gerada pelo teste de Hirschberg (Seção 2.2.1) e a localização do limbo como parâmetros de verificação do alinhamento de ambos os olhos.

Como o objetivo deste estudo é criar uma maneira fácil, ágil e de baixo custo para se avaliar de forma automatizada a possibilidade de alguém ter estrabismo, para que seja acessível a oftalmologistas generalistas ou não subespecializados em estrabismo, pressupõe-se que não seja viável qualquer método que requiera a mensuração do ângulo Kappa¹² em cada olho, ceratometria¹³ e/ou ceratoscopia¹⁴ e tampouco o comprimento axial de cada globo ocular, como feito em outros estudos (ROMANO, 2006)(HASEBE *et al.*, 1998). Neste contexto, o máximo que se admite é considerar a refração de cada um dos olhos ao se analisarem as fotografias, por ser um dado básico e de simples aferição por qualquer médico oftalmologista.

A avaliação do posicionamento da primeira imagem de Purkinje, em cada um dos olhos, é obtida da seguinte forma:

1. Mede-se a distância, em *pixels*, do centro do reflexo para o centro do limbo na direção vertical e horizontal isoladamente em ambos os olhos denominados, respectivamente, Desvio Vertical (DV_p) e Desvio Horizontal (DH_p);
2. Faz desvio vertical (DV_p) igual à diferença entre os desvios verticais do olho direito e do olho esquerdo. Este cálculo é realizado apenas para o desvio vertical, para excluir erros gerados pelo posicionamento da altura da câmera em relação aos olhos do paciente, no momento da aquisição.
3. O valor médio do diâmetro horizontal e vertical do limbo corresponde, respectivamente, a 11,46 mm e 10,63 mm (KHNG; OSHER, 2008). Sendo assim, realizou-se a conversão de pixel para milímetro (pixelMM) para cada olho, tomando como referência o valor médio do diâmetro do limbo de um adulto variando de 11 a 12 mm.

¹²Ângulo formado pelo eixo óptico e a linha de mirada.

¹³Exame computadorizado realizado para medir a curvatura da superfície corneana.

¹⁴A Ceratoscopia ou Topografia Computadorizada de córnea é o exame através do qual uma análise qualitativa e quantitativa do astigmatismo corneano pode ser realizada.

4. Em seguida, calculam-se os valores dos desvios usando a seguinte equação:

$$\begin{aligned} DH_{mm} &= DH_p \times pixelMM \\ DV_{mm} &= DV_p \times pixelMM \end{aligned} \quad (3.5)$$

onde DH_{mm} e DV_{mm} são as medidas dos desvios horizontais e verticais em milímetros.

5. Os valores calculados de DH_{mm} e DV_{mm} correspondem aos valores dos desvios em milímetros. Por último, esses valores são multiplicados pelos valores correspondentes em dioptrias prismáticas, resultando nos valores de DH e DV em dioptrias prismáticas.

Para converter em Dioptrias Prismáticas (Δ), considera-se $1 \text{ mm} = X\Delta$, onde X é o valor equivalente de 1 mm em dioptrias prismáticas. A equação original sugere que cada milímetro de deslocamento horizontal e vertical do brilho em relação ao centro do limbo corresponde a cerca de 13 a 17 Δ (JETHANI, 2010). Entretanto, diversos trabalhos na literatura citam que a Taxa de Hirschberg está entre 21 a 22 Δ/mm para medir o alinhamento ocular para fins clínicos e científicos em fotografias (MODEL *et al.*, 2010; ESKRIDGE *et al.*, 1990; SCHAEFFEL, 2002). Jethani (2010) analisou tanto o valor original 13 a 17 Δ quanto o valor de 22 Δ/mm proposto por Model *et al.* (2010), Schaeffel (2002) e Eskridge *et al.* (1990); e propôs o valor de 19 Δ . Sendo assim, por não ter sido encontrado um valor definitivo de equivalência entre milímetro de desvio e dioptrias prismáticas, realizaram-se testes considerando os valores de 15 Δ (SCHWARTZ, 2006), 19 Δ (JETHANI, 2010) e 22 Δ (ESKRIDGE *et al.*, 1990) por milímetro de desvio. Com a medida do desvio em Δ é possível definir se um paciente necessita de tratamento verificando se possui desvio maior ou igual a 10 Δ .

A Figura 3.15 exemplifica o cálculo de DH e DV em um paciente com desvio horizontal. Na figura é possível perceber que o centro do limbo não está alinhado em relação ao centro do brilho.

3.3.6 Diagnóstico do Estrabismo

Na etapa anterior é realizada a medida do desvio. Já na etapa de diagnóstico, é identificado o olho fixador e o tipo de desvio. Define-se o olho fixador,

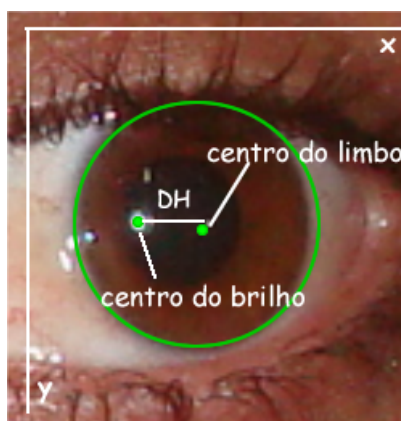


Figura 3.15: Cálculo do alinhamento.

considerando o olho no qual o brilho esteja mais próximo do centro do limbo. O olho fixador é o olho usado para prestar atenção. Se o outro se desvia é considerado olho desviado, que é usado para fazer o diagnóstico do desvio monocular. Se um olho é considerado sempre fixador, este olho pode ser chamado de olho dominante (SBO, 2012);

Após identificar o olho fixador verifica-se o tipo de desvio existente no olho desalinhado. O estrabismo pode ser classificado em horizontais: convergente (esotropia) e divergente (exotropia); e verticais: hipertropia e hipotropia. É convergente quando um olho fixa a imagem e o outro vira para dentro, e divergente quando se desloca para fora. Na hipertropia um dos olhos pode girar para cima e na hipotropia o olho gira para baixo. Em ambos os casos, cada um dos olhos focaliza imagens diferentes e a pessoa tem o que se chama de diplopia, ou visão dupla.

Um paciente é diagnosticado com desvio convergente, ou esotropia (ET), no olho não-fixador se a coordenada horizontal (eixo x) do brilho for menor que a coordenada do centro do limbo; caso contrário, identifica-se um desvio divergente, ou exotropia (XT). Os desvios verticais, por sua vez, são verificados utilizando o eixo y. Se a coordenada vertical do brilho for menor que a coordenada vertical do centro do limbo, o paciente é diagnosticado com Hipotropia (HoT); caso contrário, trata-se de Hipertropia (HT). Na Tabela 3.2, tem-se um resumo de como a metodologia identifica o tipo de desvio, onde o ponto em que foi detectado o brilho é (X_{brilho} , Y_{brilho}) e (X_{limbo} , Y_{limbo}) é o ponto onde foi detectado o

centro do limbo. Um paciente pode apresentar desvio horizontal associado com desvio vertical, ou seja, é possível que um paciente tenha ET e HT, por exemplo.

Tabela 3.2: Resumo do diagnóstico do tipo de estrabismo.

TIPO	SENTIDO	EIXO	COORDENADA
Esotropia (ET)	Horizontal	x	Xbrilho < Xlimbo
Exotropia (XT)	Horizontal	x	Xbrilho > Xlimbo
Hipotrofia (HoT)	Vertical	y	Ybrilho < Ylimbo
Hipertrofia (HT)	Vertical	y	Ybrilho > Ylimbo

Os desvios de um paciente podem ser agrupados em comitantes, quando possuem a mesma magnitude em qualquer posição do olhar, ou incomitantes quando a magnitude do desvio variar nas diversas posições do olhar. Para isso, tomar-se-ão as medidas calculadas nas posições de PPO, LEVO, DEXTRO, SUPRA e INFRA. As informações fornecidas nesta etapa pela metodologia podem ser utilizadas pelo especialista no auxílio à prescrição do tratamento a ser adotado, bem como na elaboração do planejamento cirúrgico.

Seguem para a etapa de planejamento cirúrgico, os pacientes que tiverem os dados apresentados na Figura 3.16 detectados corretamente:

MÉTODO COMPUTACIONAL						
T.DESVIO	FIX.	PPO	INFRA	SUPRA	DEXTRO	LEVO

Figura 3.16: Informações obtidas no diagnóstico para a realização do plano cirúrgico. T.DESVIO = Tipo do Desvio (ET, XT, HT ou HoT, ORTO); FIX = Olho Fixador (Direito ou Esquerdo); Valor do desvio em PPO, INFRA, SUPRA, LEVO e DEXTRO.

Para a próxima etapa, é necessário que o paciente tenha os valores dos desvios em pelo menos uma das posições: PPO, INFRA, SUPRA, LEVO ou DEXTRO. A posição que não tiver o desvio calculado corretamente é preenchida com a média dos valores que tiverem sido calculados nas demais posições.

A Figura 3.17 apresenta as demais variáveis que compõem o vetor de característica utilizado na predição do plano cirúrgico. Estes dados são provenientes de exames complementares (Seção 2.2.4) realizados pelo especialista.

ESPECIALISTA															
				Versões Olho Direito					Versões Olho Esquerdo						
FB	EqE.D	EqE.E	Av normal	RS	RL	RI	OI	RM	OS	RS	RL	RI	OI	RM	OS

Figura 3.17: Informações fornecidas pelo especialista para a realização do plano cirúrgico. FB = Fixação Binocular; EqE.E e EqED = Equivalente esférico do grau do olho esquerdo e direito, respectivamente; AV = Acuidade visual.

3.3.7 Planejamento Cirúrgico

Após a realização do diagnóstico, os pacientes que possuem desvios maiores que 15Δ podem ser tratados através de procedimento cirúrgico. Conforme apresentado na Seção 2.2.4, esta tese aborda o planejamento cirúrgico de desvios horizontais. Sendo assim, nesta etapa são considerados apenas os pacientes que possuem esotropia e exotropia.

Na Seção 1.3 foi apresentada a utilização de rede neural artificial (RNA) no planejamento cirúrgico do estrabismo. A Figura 3.18 representa o diagrama esquemático da arquitetura da RNA elaborada por Souza *et al.* (2004). No modelo, a RNA é constituída por 3 camadas de neurônios interconectados. Os neurônios na primeira e na terceira camada correspondem aos dados do paciente e ao procedimento cirúrgico proposto respectivamente. Com a rede modelada para estratégia cirúrgica obtiveram resultados em milímetros de retrocesso (recuo) ou ressecção dos músculos extraoculares laterais e mediais.

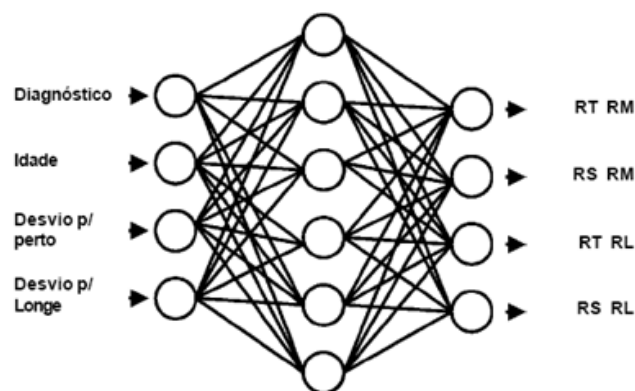


Figura 3.18: Arquitetura da Rede Neural Proposta por Souza *et al.* (2004). RT RM = retrocesso (recuo) do reto medial; RS RM = ressecção do reto medial; RT RL = retrocesso do reto lateral; RS RL = ressecção do reto lateral.

Diferentemente da proposta de Souza *et al.* (2004), esta tese planeja a cirurgia utilizando múltiplos regressores para estimar os valores de RcRM (recoo dos músculos retos mediais), RsRM (ressecção dos músculos retos mediais), RcRL (recoo dos músculos retos laterais) e RsRL (ressecção dos músculos retos laterais) em cada um dos olhos. No lugar da Rede Neural proposta por Souza *et al.* (2004), utiliza-se a Máquina de Vetor de Suporte para Regressão (SVR).

Além dos múltiplos regressores SVR que são utilizados, outra diferença em relação à proposta de Souza *et al.* (2004), é que o valor do desvio é fornecido automaticamente pela metodologia para a estimação do plano cirúrgico. São utilizadas, também, novas características no treinamento e teste do SVR: valores das versões e do desvio nas posições primária e secundária do olhar.

O plano cirúrgico proposto nesta tese é realizado de forma semiautomática. Dados complementares, utilizados na predição do valor sugerido para a cirurgia, são fornecidos pelo especialista, ao passo que outros são provenientes do diagnóstico proposto nesta tese. O método computacional fornece os dados: do desvio em dioptrias prismáticas na foto do paciente nas posições primária e secundária do olhar, do tipo do desvio e do olho fixador. O especialista, por seu lado, informa os dados de acuidade visual, fixação binocular, refração, versões e o resultado da fundoscopia. Os dados, provenientes do especialista e do método aqui proposto, são agrupados e submetidos para os regressores estimarem o valor em milímetros de retrocesso (recoo) ou ressecção que se deve operar em cada músculo lateral e medial de cada olho.

Por utilizar técnicas de aprendizado de máquina supervisionado foi necessário realizar estudo retrospectivo para criar a base de dados utilizada no treinamento do regressor. Foram utilizados dados provenientes de prontuários de 88 pacientes portadores de estrabismo com desvios horizontal e/ou vertical, com desvios relativamente comitantes, submetidos a tratamento cirúrgico, no período de novembro de 2005 a março de 2013. Todas as indicações cirúrgicas foram realizadas pelo mesmo especialista. Como a metodologia se propõe a realizar o plano cirúrgico de desvios horizontais, foram extraídas dos prontuários apenas as informações cirúrgicas para tratar este tipo de desvio. Ou seja, dos pacientes que apresentavam desvios horizontais e verticais, foram utilizados apenas os dados de recoo e/ou ressecção dos músculos retos laterais e retos mediais.

Dos 88 pacientes utilizados no treinamento dos múltiplos regressores SVR, 53 apresentavam esotropia e 35, exotropia (com desvios de no máximo 90Δ).

Foram extraídas as seguintes características dos prontuários de cada paciente para formação do banco de dados: fixação binocular; equivalente esférico direito e esquerdo; desvios nas cinco posições diagnósticas, tipo de desvio, fixador, acuidade visual e as 12 medidas de versões dos olhos esquerdo e direito, totalizando 23 características – além das informações de valor em milímetros de recuo e/ou ressecção realizada em cada um dos músculos.

No planejamento cirúrgico de desvios horizontais, em cada músculo horizontal o especialista pode realizar recuo ou ressecção. O médico pode escolher de um a quatro tipos de procedimentos, gerando oito possibilidades:

- recuo do músculo reto medial do olho direito (RcRMD);
- ressecção do músculo reto medial do olho direito (RsRMD);
- recuo do músculo reto lateral do olho direito (RcRLD);
- ressecção do músculo reto lateral do olho direito (RsRLD);
- recuo do músculo reto medial do olho esquerdo (RcRME);
- ressecção do músculo reto medial do olho esquerdo (RsRME);
- recuo do músculo reto lateral do olho esquerdo (RcRLE);
- ressecção do músculo reto lateral do olho esquerdo (RsRLE).

A Figura 3.19 apresenta os múltiplos regressores responsáveis pela indicação do plano cirúrgico.

A predição do plano cirúrgico é realizada em duas fases: treinamento e teste. Na etapa de treinamento são criados os regressores para estimar novas entradas de dados, enquanto que na fase de testes o plano cirúrgico de novos pacientes é estimado por meio dos múltiplos regressores gerados no treinamento.

Cada conjunto de dados utilizado no treinamento é formado pelas 23 características, extraídas do diagnóstico, mais o valor em milímetro realizado no procedimento cirúrgico. Por exemplo, um plano cirúrgico que prevê a realização de duplo recuo dos retos mediais de 7 mm, ou seja, $RcRMD = 7,0mm$ e

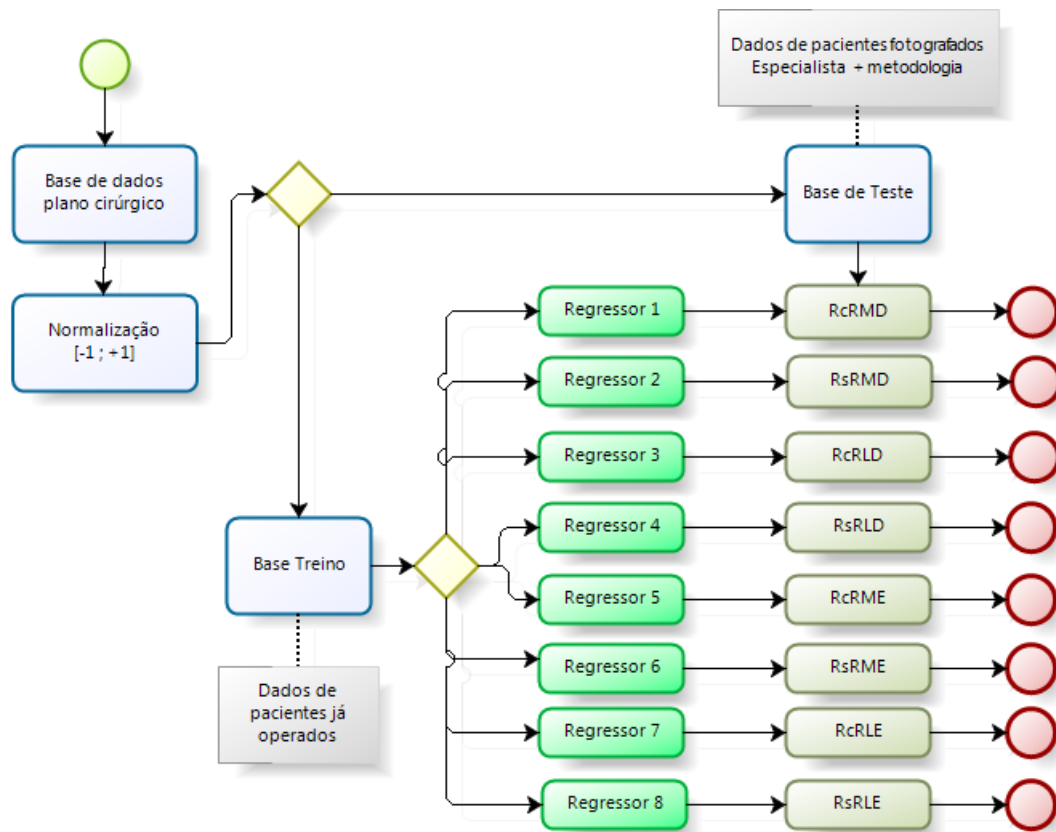


Figura 3.19: Arquitetura utilizando múltiplos regressores SVR para estimar o plano cirúrgico.

$RcRME = 7,0mm$. Neste exemplo, os outros seis regressores são gerados com as características mais o valor do procedimento cirúrgico igual a zero. Desta forma, o método estima o valor, o tipo do procedimento (recoo ou ressecção), o músculo (reto lateral ou medial) e o olho (direito ou esquerdo) que será operado.

As características passam por um processo de normalização para uma faixa de valores comuns como -1 a 1. Na normalização utiliza-se a Equação 3.4. A etapa final consiste em estimar o plano cirúrgico para cada diagnóstico de paciente utilizando técnicas de regressão (Seção 2.7.1). Esta etapa utiliza as mesmas bibliotecas utilizadas na localização dos olhos (Seção 4.3), LIBSVM e WEKA. Os regressores SVR são utilizados com o núcleo radial (RBF). Existem três parâmetros que devem ser configurados: C , γ e ϵ . Não se sabe anteriormente qual C , γ e ϵ são melhores para o problema, sendo assim, algum tipo de modelo de seleção (parâmetros de busca) deve ser feito. O objetivo é identificar o melhor

C , γ e ϵ de forma que os regressores possam estimar novos diagnósticos com precisão. Na validação utiliza-se, também, a validação cruzada *v-fold* da mesma forma que é utilizada na localização dos olhos (Seção 3.3.3).

O plano cirúrgico é finalizado com a predição cirúrgica do paciente. Os dados provenientes da fase de diagnóstico são submetidos para os oito regressores treinados. A saída de cada um dos regressores fornece o valor em milímetros de recuo e/ou ressecção que deve ser realizado. Analisando-se todas as saídas, é possível identificar os músculos laterais e mediais de cada um dos olhos que deve ser operado.

3.4 Resumo

Neste capítulo, inicialmente, foram apresentadas as ferramentas de *software* e *hardware* utilizadas na elaboração deste trabalho. Em seguida, discorreu-se sobre a formação do banco de pacientes baseado nos critérios de inclusão e exclusão, além dos exames realizados nestes pacientes e do protocolo seguido durante a aquisição das imagens.

Por último, foi exposta a metodologia elaborada, dividida em sete fases, a saber: (1) segmentação da face; (2) detecção da região dos olhos; (3) localização dos olhos; (4) localização do limbo e do brilho; (5) detecção, (6) diagnóstico, e por último, (7) planejamento cirúrgico do estrabismo.

Na primeira fase realiza-se a segmentação da face, pretendendo reduzir o espaço de busca. Na segunda fase obtém-se a região dos olhos através da aplicação de projeções na magnitude do gradiente visando minimizar o espaço de busca. Na terceira fase, é realizada a localização dos olhos através dos classificadores SVC empregando-se as funções geoestatísticas como características de textura, a fim de localizar os dois olhos. Na quarta fase, localizam-se o limbo e o brilho com o uso do detector de bordas de Canny e da transformada de Hough. Na fase cinco, identifica-se a presença ou não de estrabismo através da verificação do alinhamento de ambos os olhos. Na penúltima fase apresenta-se o diagnóstico sindrômico do paciente. Por fim, sugere-se o plano cirúrgico para os pacientes que possuem desvios maiores ou iguais a 15Δ .

Resultados e Discussões

Esta seção apresenta e discute os resultados obtidos pela metodologia proposta baseada no teste de Hirschberg para diagnóstico de estrabismo por meio de imagens digitais. São discutidos os resultados obtidos para as fases de segmentação da face, detecção da região dos olhos, localização dos olhos, localização do limbo e do brilho, diagnóstico do estrabismo e planejamento cirúrgico. Os resultados foram observados considerando o conjunto de imagens e pacientes pertencente em cada etapa.

4.1 Segmentação da Face

Na fase inicial, das 200 imagens de 40 pacientes, observa-se que o algoritmo de segmentação da face foi eficaz em 88% das imagens, delimitando corretamente a região da face. Já nas imagens restantes, a área da face segmentada apresentou regiões de plano de fundo. No entanto, os erros gerados na segmentação da face não comprometeram a etapa seguinte, uma vez que a região dos olhos está presente nas imagens que foram segmentadas. A diferença é que as imagens nas quais a face não foi segmentada corretamente apresentam uma área de busca maior na seleção dos candidatos a olhos que são submetidos ao classificador SVC.

As Figuras 4.1(a) e 4.1(c) são exemplos de imagens nas quais houve falha na realização da segmentação precisa da face. Na Figura 4.1(b), percebe-se que a técnica não conseguiu diferenciar corretamente a cor da pele da cor da blusa do paciente. Segundo o proposto na Seção 3.3.1, os *pixels* brancos

representam a região da face. Sendo assim, a área segmentada não conseguiu excluir completamente o plano de fundo.

Analisando a Figura 4.1(c), observa-se a presença da mão do especialista ajustando as lentes corretivas do paciente no momento da aquisição da imagem na posição SUPRA. A maioria dos erros ocorridos nessa fase foram ocasionados pela presença da mão do especialista ajustando as lentes corretivas dos pacientes que a usavam. Apesar de não fazer parte do protocolo, especificado na Seção 3.2.1, esse tipo interferência pode ocorrer rotineiramente, principalmente quando a aquisição for realizada por não especialistas e fora do consultório. Sendo assim, resolveu-se incluir estas imagens para avaliar o desempenho da metodologia nestas situações. A Figura 4.1(d) apresenta a segmentação da pele da face do paciente e da mão do especialista.

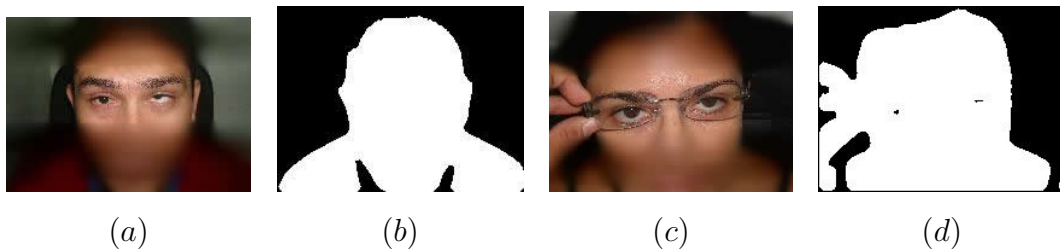


Figura 4.1: Imagens em que a segmentação da face falhou.

A Figura 4.2(c) apresenta uma imagem de face segmentada com sucesso. Percebe-se que a área de plano de fundo foi minimizada.

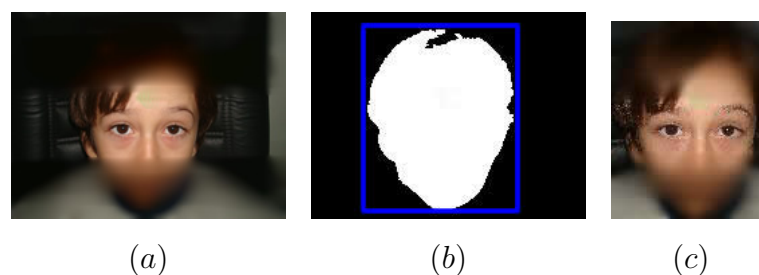


Figura 4.2: Face de paciente segmentada com sucesso. (a) Imagem de entrada, (b) Imagem binária da região de pele segmentada e (c) Região da face segmentada.

4.2 Detecção da Região dos Olhos

Esta seção descreve os resultados obtidos pela aplicação da metodologia de detecção da região dos olhos por meio das técnicas de filtragem homomórfica e projeção horizontal da magnitude do gradiente, apresentadas na Seção 3.3.2.

Utilizando as 200 imagens dos 40 pacientes, que passaram pela etapa anterior, obteve-se acurácia média de 98,5% na detecção da região dos olhos nas posições primária e secundária do olhar. A Tabela 4.1 apresenta o resultado para cada posição do olhar. As posições SUPRA e DEXTRO apresentaram acerto de 100%, enquanto que as imagens nas posições PPO, INFRA e LEVO obtiveram acurácia de 97,5%. Nas imagens em que ocorreram erros, a região dos olhos foi marcada com as sobrancelhas centralizadas, excluindo os olhos.

Tabela 4.1: Resultado da detecção da região dos olhos para as imagens de pacientes nas posições: PPO, SUPRA, INFRA, DEXTRO e LEVO

%				
PPO	SUPRA	INFRA	DEXTRO	LEVO
97,5	100	97,5	100	97,5

As Figuras 4.3(a-d) exemplificam a realização da detecção automática da região dos olhos em imagens de pacientes com e sem óculos nas posições DEXTRO, INFRA, LEVO e PPO.

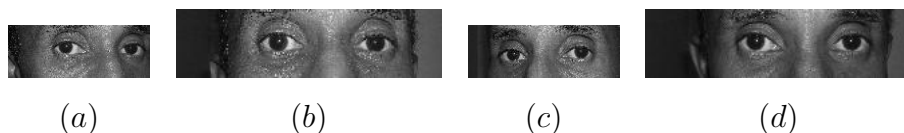


Figura 4.3: Detecção automática da região dos olhos dos pacientes nas posições: (a) DEXTRO, (b) INFRA, (c) LEVO e (d) PPO.

Todas as imagens, incluindo-se as que não tiveram a região dos olhos detectada corretamente, seguiram para a etapa seguinte. Nas imagens que não foi possível detectar a região do olhos, utilizou-se uma janela para percorrer as imagens de cima para baixo até que os olhos fossem localizados ou que não houvessem mais *pixels* para serem verificados, conforme apresentado na Seção 3.3.3.

4.3 Localização dos Olhos

Com a redução do espaço de busca alcançado através das fases de segmentação da face e detecção automática da região dos olhos, segue-se para etapa de localização dos olhos (Seção 3.3.3).

Conforme apresentado na Seção 3.2.2, a base de imagens de pacientes é constituída por 200 imagens. A partir destas, foi formado o conjunto de dados de treinamento para cada posição diagnóstica do olhar, apresentado na Seção 3.3.3, seguido da extração e seleção de características e do treinamento do SVC. Os melhores resultados de Almeida (2010) na classificação foram obtidos utilizando a abordagem de combinação das quatro funções geoestatísticas (semivariograma, semimadograma, correlograma e covariograma) gerando um total de 832 características. Sendo assim, utiliza-se esta abordagem para gerar o vetor de características.

A Figura 4.4 representa as etapas realizadas no processo de localização dos olhos, no qual é gerado um classificador SVC para cada conjunto de imagens de posição do olhar. Os classificadores gerados são utilizados para verificar a presença dos olhos em uma determinada região da imagem.

Após a etapa de seleção de características, usando análise discriminante *stepwise*, obteve-se a redução das características. A Tabela 4.2 apresenta as quantidades de variáveis que foram selecionadas para cada posição diagnóstica do olhar.

Tabela 4.2: Quantidade de variáveis selecionadas na análise discriminante *stepwise*.

	PPO	SUPRA	INFRA	DEXTRO	LEVO
TOTAL	29	42	67	44	58

Seguindo o fluxo da metodologia proposta na Seção 3.3.3, o passo seguinte é a etapa de classificação e validação de resultados. Sendo assim, para validar a eficácia de cada classificador gerado para cada posição do olhar, foram separadas 1050 amostras de 35 pacientes, conforme descrito na Seção 3.8, e organizadas em grupos com proporções treino/teste de 40%/60%, 50%/50%, 60%/40%, 70%/30% e 80%/20% cada. As Tabelas 4.3, 4.4, 4.5, 4.6 e 4.7 apresentam os resultados alcançados na classificação de amostras de olho e de outras áreas da face de

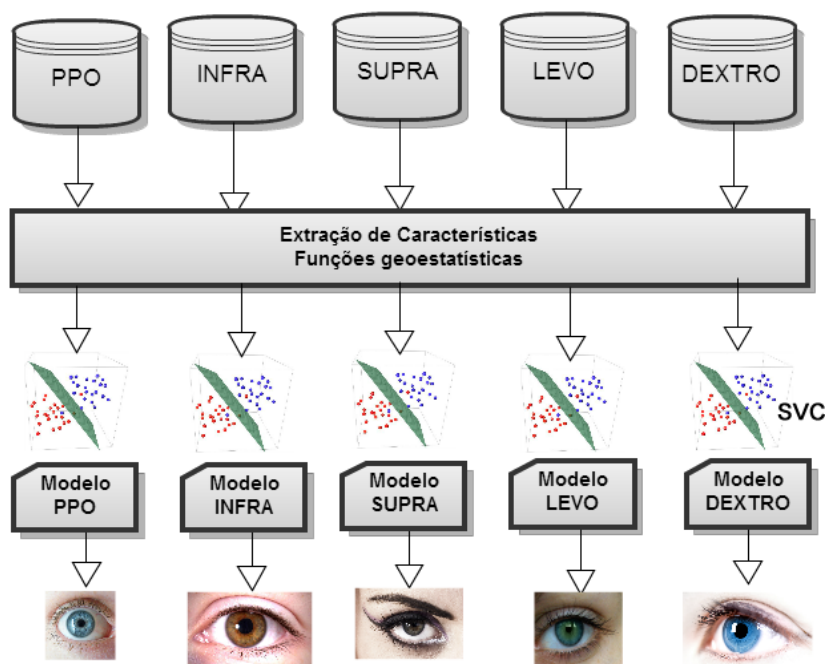


Figura 4.4: Fases da localização dos olhos.

imagens em PPO, SUPRA, INFRA, DEXTRO e LEVO, respectivamente.

A Tabela 4.3 apresenta os resultados para a classificação realizada pelo SVC nas imagens em PPO. Nesta posição, a acurácia foi de 98,57% para a configuração (treino/teste) de 60%/40% amostras, obtendo ainda taxas de 100% de sensibilidade e 96,20% de especificidade. O desvio padrão (σ) da taxa de acerto, para as configurações treino/teste, foi de 0,88, ou seja, houve pouca variância entre os resultados para as diversas distribuições de treino/teste.

Tabela 4.3: Resultados do classificador gerado para imagens em PPO.

TREINO/TESTE	%								
	VP	VN	FP	FN	S	E	VPP	VPN	A
40/60	375	230	23	2	99,46	90,90	94,22	99,13	96,03
50/50	320	195	10	0	100	95,12	96,96	100	98,09
60/40	262	152	6	0	100	96,20	97,76	100	98,57
70/30	191	116	4	4	97,94	96,66	97,94	96,66	97,46
80/20	138	68	4	0	100	94,44	97,18	100	98,09
σ					0,79	2,03	1,34	1,29	0,88

A Tabela 4.4 apresenta os resultados obtidos na classificação das imagens em

SUPRA. A maior acurácia, dentre a distribuição das amostras treino/teste das imagens em SUPRA, foi de 100% para a distribuição de 80%/20% (treino/teste). O desvio padrão da taxa de acerto foi maior que o da classificação em PPO. Isso deve-se à diferença média de 3% do melhor resultado (80%/20%) em relação às demais configurações em SUPRA.

Tabela 4.4: Resultados do classificador gerado para imagens em SUPRA.

	%									
TREINO/TESTE	VP	VN	FP	FN	S	E	VPP	VPN	A	
40/60	369	241	12	8	97,87	95,25	96,85	96,78	96,82	
50/50	312	198	7	8	97,5	96,58	97,80	96,11	97,14	
60/40	254	155	3	8	96,94	98,10	98,83	95,09	97,38	
70/30	187	119	1	8	95,89	99,16	99,46	93,70	97,14	
80/20	138	72	0	0	100	100	100	100	100	
σ					1,35	1,71	1,13	2,10	1,16	

A Tabela 4.5 apresenta os resultados para as imagens em INFRA. O melhor resultado foi de 98,57% para a configuração (80%/20%), com taxas de sensibilidade de 99,27% e especificidade de 97,22%. O desvio padrão da taxa de acerto foi de 0,72, o menor dentre as cinco posições.

Tabela 4.5: Resultados do classificador gerado para imagens em INFRA.

	%									
TREINO/TESTE	VP	VN	FP	FN	S	E	VPP	VPN	A	
40/60	374	235	18	3	99,20	92,88	95,40	98,73	96,66	
50/50	318	194	11	2	99,37	94,63	96,65	98,97	97,52	
60/40	261	151	7	1	99,61	95,56	97,38	99,34	98,09	
70/30	188	117	3	7	96,41	97,5	98,42	94,35	96,82	
80/20	137	70	2	1	99,27	97,22	98,56	98,59	98,57	
σ					1,19	1,70	1,17	1,84	0,72	

A Tabela 4.6 apresenta os resultados da classificação das imagens na posição DEXTRO. Para essas imagens obteve-se 99,04% de acurácia, 98,55% de sensibilidade e 100% de especificidade para o conjunto 80%/20% (treino/teste). Dentre os classificadores criados para cada posição, o classificador para as imagens em LEVO foi o que obteve maior acurácia, utilizando apenas 40% das amostras para treinamento.

Tabela 4.6: Resultados do classificador gerado para imagens em DEXTRO.

TREINO/TESTE	%								
	VP	VN	FP	FN	S	E	VPP	VPN	A
40/60	355	251	2	22	94,16	99,20	99,43	91,94	96,19
50/50	297	203	2	23	92,81	99,02	99,33	89,82	95,23
60/40	237	157	1	25	90,45	99,36	99,57	86,26	93,80
70/30	181	120	0	14	92,82	100	100	89,55	95,55
80/20	136	72	0	2	98,55	100	100	97,29	99,04
σ					2,67	0,40	0,28	3,64	1,72

A Tabela 4.7 apresenta os resultados da classificação das imagens na posição LEVO. Assim como nos resultados (80%/20%) das imagens em DEXTRO obteve-se 99,04% de acurácia. Já as taxas de sensibilidade e especificidade foram de 100% e 97,22% para o conjunto 80%/20% (treino/teste). A diferença entre os resultados da classificação em LEVO e em DEXTRO é que neste último a sensibilidade é menor (errou mais na classificação de amostras de olho) e a especificidade é maior (acertou mais na classificação de regiões de outras áreas da face). Dentre os classificadores criados para cada posição, o classificador para as imagens em LEVO foi o que obteve maior acurácia, utilizando apenas 40% das amostras para treinamento.

Tabela 4.7: Resultados do classificador gerado para imagens em LEVO.

TREINO/TESTE	%								
	VP	VN	FP	FN	S	E	VPP	VPN	A
40/60	377	239	14	0	100	94,46	96,41	100	97,77
50/50	317	197	8	3	99,06	96,09	97,53	98,5	97,90
60/40	259	154	4	3	98,85	97,46	98,47	98,08	98,33
70/30	187	117	3	8	95,89	97,5	98,42	93,6	96,50
80/20	138	70	2	0	100	97,22	98,57	100	99,04
σ					1,50	1,16	0,82	2,34	0,83

Após validar a eficácia dos classificadores gerados para amostras de imagens em cada posição do olhar, avaliou-se a eficácia da metodologia para localizar os olhos das imagens dos 40 pacientes. A acurácia obtida foi de 96,25% para imagens de PPO e INFRA, 92,5% em DEXTRO, 97,5% para LEVO e 93,75% para SUPRA na detecção dos olhos nas imagens de pacientes. A acurácia média foi de 95,25%

para localização dos olhos. Seguem para a etapa seguinte apenas as imagens que tiveram os olhos detectados corretamente.

As Figuras 4.5(a-c) apresentam imagens nas quais a metodologia falhou na localização correta de pelo menos um dos olhos. A Figura 4.5(a) representa uma imagem de paciente com óculos e na posição em PPO na qual a metodologia errou na classificação do olho direito. Já na Figura 4.5(b), aparece um paciente com lentes corretivas em SUPRA com o especialista ajustando o posicionamento dos óculos: neste caso, a metodologia classificou erroneamente o olho direito, indicando a região entre os dedos do especialista. No último exemplo, Figura 4.5(c), tem-se um paciente com óculos em DEXTRO, no qual em ambos os olhos detectados o limbo não está completamente dentro da região detectada. A fase seguinte da metodologia necessita da região do limbo presente na área do olho detectada. Sendo assim, foram contabilizados como acerto apenas as imagens em que o limbo está totalmente inserido na região do olho localizada.

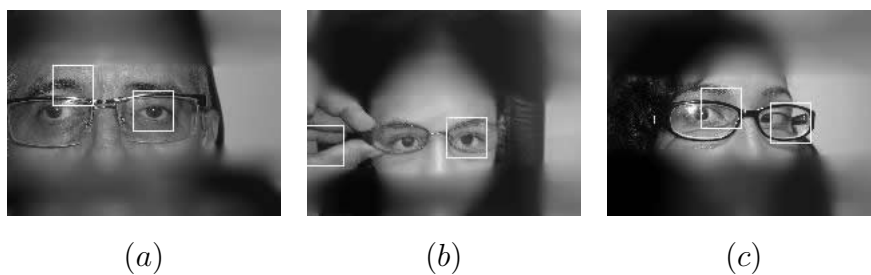


Figura 4.5: Exemplos de falha na localização dos olhos. (a) PPO, (b) SUPRA e (c) DEXTRO.

As Figuras 4.6(a-c) são exemplos de imagens nas quais a metodologia detectou corretamente os olhos dos pacientes.

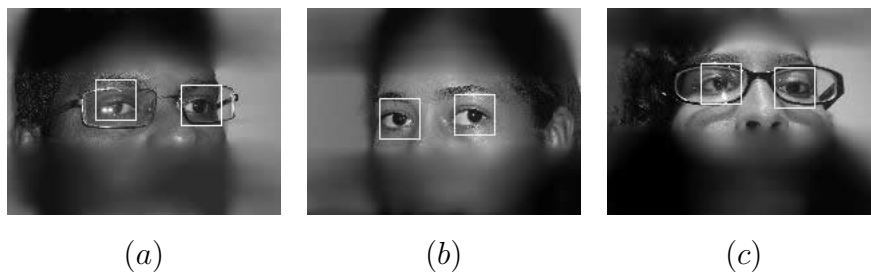


Figura 4.6: Exemplos de acerto na localização dos olhos.

A Tabela 4.8 mostra a acurácia de diversas metodologias propostas,

apresentadas na revisão de literatura (Seção 1.3), para detecção de olhos por meio de técnicas distintas. Almeida (2010) obteve 91,11% de acerto em uma base formada por 45 imagens. Nesta tese, obteve-se 95,25%, utilizando 200 imagens de 40 pacientes. Analisando os resultados de outros estudos, observa-se que o método proposto nesta tese provê suporte para detecção de olhos em imagens de faces humanas, obtendo resultados próximos aos outros métodos disponíveis na literatura.

Tabela 4.8: Desempenho da etapa de localização dos olhos comparada com trabalhos citados na revisão de literatura.

Método	Base Imagens	Acurácia (%)
(WANG; YANG, 2008)	BioID	96,8
(PENG <i>et al.</i> , 2005)	ORL	95,2
(KIM; KIM, 2008)	ORL	94,6
(WANG <i>et al.</i> , 2005)	FERET	94,5
(ALMEIDA, 2010)	45 imagens	91,11
(MOTWANI <i>et al.</i> , 2004)	ORL	88
Nesta tese	200 imagens	95,25

4.4 Localização do Limbo e do Brilho

O acerto do diagnóstico do estrabismo está diretamente ligado ao resultado da localização do limbo e do brilho, uma vez que se utilizam estas localizações no cálculo do alinhamento (Seção 3.3.5). Nesta etapa, consideram-se as imagens que passaram pela etapa anterior.

Na Tabela 4.9, apresentam-se os resultados obtidos para a detecção do limbo nas imagens que passaram com êxito nas fases anteriores, ou seja, para os pacientes que tiveram os olhos localizados corretamente. A maior acurácia na localização do limbo foi de 96% para as imagens na posição SUPRA. Já as imagens na posição INFRA apresentaram mais erros, obtendo 84,41% de acerto. A baixa acurácia nas imagens em INFRA pode ser explicada pelo fato de os olhos terem ficado, em algumas imagens, parcialmente cobertos pelas pálpebras, dificultando a localização do limbo através da transformada de Hough. A Figura 4.8(b) ilustra

um exemplo em que a região do limbo está parcialmente coberta pela pálpebras e pelo desvio acentuado que o paciente possui.

Tabela 4.9: Resultado da localização do limbo e do brilho.

	PPO	SUPRA	INFRA	DEXTRO	LEVO
LIMBO (%)	94,80	96	84,41	91,90	90,78
BRILHO (%)	97,40	97,34	100	95,94	96,10

A maior acurácia na detecção do brilho foi para as imagens em INFRA com 100%. A menor acurácia foi de 95,94% para as imagens em DEXTRO. A Tabela 4.9 apresenta os resultados para a detecção do brilho e do limbo nas cinco posições diagnósticas do olhar. A acurácia média na localização do limbo e do brilho foi, respectivamente, de 91,58% e 97,35%.

Nas Figuras 4.7a e 4.7b são apresentados exemplos de imagens nas quais a metodologia localizou precisamente a região do limbo e do brilho.

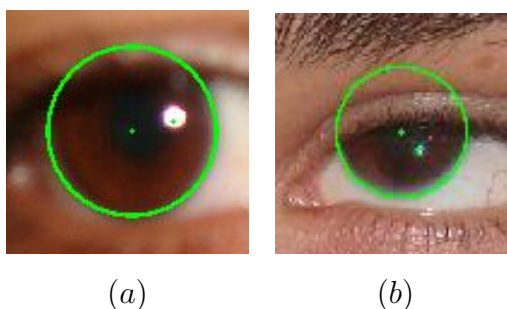


Figura 4.7: Exemplos de imagens nas quais a metodologia acertou na localização do limbo.

Nas Figuras 4.8(a-c), observam-se exemplos de imagens nas quais a metodologia falhou na localização do limbo. Na Figura 4.8(a) a metodologia falhou devido à quantidade de reflexo gerado pelo *flash* da máquina fotográfica na lente dos óculos do paciente. Já na Figura 4.8(b), o erro foi ocasionado porque parte do limbo não está visível, dificultando a detecção da borda. Na Figura 4.8(c), como em alguns outros casos, a borda do limbo detectada é menor que a borda do limbo real do paciente.

Na Figura 4.9(a-b), verificam-se imagens da localização do limbo dos olhos direito e esquerdo, respectivamente, de um dos pacientes. A Figura 4.9(a) ilustra a falha na localização do limbo no olho direito. Percebe-se que a falha

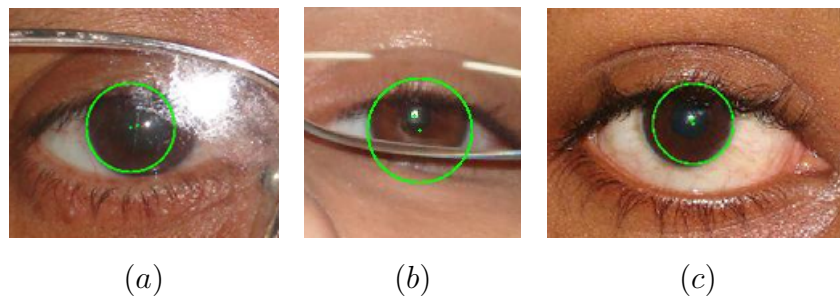


Figura 4.8: Exemplos de imagens nas quais a metodologia falhou na localização do limbo. (a) PPO, (b) SUPRA e (c) DEXTRO.

ocorre principalmente pela interferência dos reflexos gerados nas lentes corretivas pequenas. Apesar de não ser tão aparente, o erro é suficiente para afetar o diagnóstico síndromico. Este paciente, segundo diagnóstico do especialista, possui ET de 15Δ e o olho esquerdo é o fixador. Já a metodologia o diagnosticou com XT e com o olho direito como fixador. Sendo assim, percebe-se que as imagens para alcançarem a última etapa necessitam ter o centro do limbo e do brilho detectados precisamente.

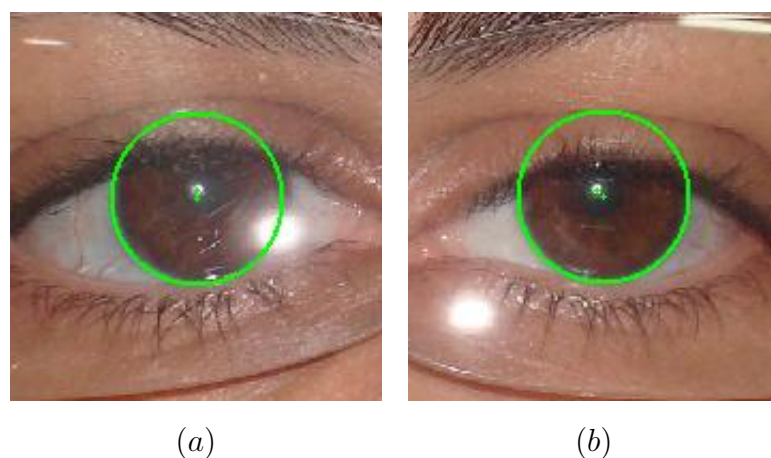


Figura 4.9: Exemplos de imagem de paciente no qual a metodologia falhou na precisão da localização do limbo.

4.5 Detecção do Estrabismo

O método proposto até esta etapa pode ser utilizado na detecção do estrabismo e na realização de triagem de pacientes. Para triagem é necessário apenas a

obtenção da imagem do paciente na posição primária (PPO). Das 40 imagens de pacientes em PPO, 33 atingiram esta etapa. Sendo assim, analisando a detecção do estrabismo para estas imagens, foram obtidos os valores de VP=27, FP=1, VN=5 e FN=0. A Tabela 4.10 apresenta a matriz de decisão que confronta as respostas do especialista com as obtidas pela metodologia desenvolvida. A partir dos dados da matriz de confusão, verifica-se que a metodologia alcançou 100% de sensibilidade, 83,3% de especificidade e 96,97% de acerto.

Tabela 4.10: Matriz de decisão utilizada para comparar as repostas do especialista com as da metodologia na detecção de estrabismo em PPO.

Resultado	Estrabismo	
	Positivo	Negativo
Positivo	27	1
Negativo	0	5

O resultado foi superior aos 94% de acerto obtidos por Almeida (2010). A base de imagens utilizadas por Almeida (2010) era formada principalmente por pacientes sem estrabismo, ao contrário da base de pacientes utilizadas neste estudo, que é formada, em sua maioria, por pacientes estrábicos.

4.6 Diagnóstico do Estrabismo

Esta seção apresenta os resultados obtidos no diagnóstico sindrômico do estrabismo para os pacientes nas posições primária e secundária do olhar. Para as imagens atingirem esta etapa, é necessário que não haja erros em etapas anteriores. Serão consideradas 151 das 200 imagens de pacientes, ou seja, 75,5% das imagens que chegaram até a fase de diagnóstico.

A Tabela 4.11 apresenta os percentuais para cada uma das posições diagnóstica. Com 82,5%, a posição primária (PPO) foi a que teve mais imagens para a realização do diagnóstico. A superioridade em relação às outras posições pode ser explicada pelo fato de ser a posição mais fácil para a detecção, uma vez que não há inclinação da cabeça e o limbo apresenta maior área visível.

A acurácia desta metodologia foi avaliada através de comparações com o diagnóstico apresentado por um especialista. Entretanto, a aplicação do teste de

Tabela 4.11: Percentual de imagens que chegaram até a fase de diagnóstico sindrômico.

	PPO	SUPRA	INFRA	DEXTRO	LEVO
%	82,50	77,50	75	67,50	75

Hirschberg realizada por vários especialistas pode produzir resultados distintos. Choi e Kushner (1998) avaliaram a precisão de 17 estrabólogos experientes na aplicação dos testes de Krimsky e de Hirschberg em estimar desvios. A precisão variou de 5 a 10Δ . Logo, devido à subjetividade do Teste de Hirschberg, utilizou-se a tolerância de erro de $\pm 10\Delta$ para avaliar o valor estimado pelo método em relação à medida do especialista.

A Tabela 4.12 apresenta o resultado obtido na identificação do tipo do desvio horizontal (ET ou XT) e/ou vertical (HT ou HoT), dos pacientes que não possuem desvios (ORTO) e da identificação do olho fixador. O método obteve acurácia de 88% na identificação de esotropias (ET), 100% nas exotropias (XT), 80,33% nas hipertropias (HT) e 83,33% nas hipotropias (HoT). A acurácia na classificação do olho fixador foi de 83,45%.

A baixa acurácia em diagnóstico de pacientes que não apresentam desvios verticais e/ou horizontais pode ser explicada pelo grau de precisão da metodologia proposta em relação à avaliação realizada pelo especialista, que normalmente afere desvios em múltiplos de 5Δ desconsiderando desvios pequenos, diagnosticando o paciente como ORTO.

Além disso, o especialista dificilmente trabalha com precisão de 1Δ , e pelo método de Hirschberg raramente consegue tal precisão. Normalmente o especialista afere desvios menores que 10Δ , sendo valores pares 2Δ , 4Δ , 6Δ e 8Δ , enquanto que para desvios maiores que 10Δ são valores múltiplos de 5Δ . Sendo assim, não é possível afirmar que o método proposto teve baixa acurácia na identificação de pacientes que não apresentam desvios, pois, nos estudos de Choi e Kushner (1998), especialistas experientes estimaram desvios com erro médio de 5 a 10Δ .

Um dos fatores que influenciaram na identificação do olho fixador foram os pacientes detectados com pequenos desvios pela metodologia que haviam sido diagnosticados como “sem desvio” pelo especialista. Quando o paciente possui desvio em um dos olhos, o outro é o fixador, e quando não possui desvio, fixa com

Tabela 4.12: Resultado do diagnóstico na identificação do desvio horizontal (ET e XT), vertical (HT e HoT), do olho fixador e do paciente que não apresenta desvio (ORTO).

	%					
	ET	XT	HT	HoT	ORTO	Fixador
PPO	92,85	100	66,67	66,67	6,66	87,88
INFRA	100	100	80	50	19,23	90
SUPRA	83,34	100	100	100	8,82	74,2
LEVO	75	100	80	100	13,05	80
DEXTRO	88,89	100	75	100	8,34	85,2
média	88	100	80,33	83,33	11,22	83,45

os dois olhos.

Conforme apresentado na Seção 3.3.5, foram realizados testes utilizando o valor aproximado do diâmetro do limbo (DL) do adulto igual a 11 ou 12 mm. Testaram-se, também, os valores de 15Δ , 19Δ e 22Δ na conversão de milímetros para dioptrias prismáticas (Δ/mm). A Tabela 4.13 apresenta os resultados obtidos na aferição dos desvios horizontais (DH) e verticais (DV) para as imagens em cada posição diagnóstica associada ao valor de equivalência de Δ/mm , considerando $DL = 11mm$. Na Tabela 4.13 é possível perceber que os melhores resultados foram obtidos através da configuração de $15\Delta/mm$.

Tabela 4.13: Resultado do diagnóstico utilizando $DL = 11mm$.

	%					
	$15\Delta/mm$		$19\Delta/mm$		$22\Delta/mm$	
	DH	DV	DH	DV	DH	DV
PPO	88	90,9	82	90,9	61	87,9
INFRA	93,34	90	86,67	86,67	56,66	83,33
SUPRA	77,41	93,54	65	90,3	48	80,6
LEVO	80	90	67	80	57	80
DEXTRO	81,48	100	66,67	92,59	51,85	92,59

Foram realizados testes, também, utilizando $DL = 12mm$. A Tabela 4.14 apresenta os resultados obtidos na aferição dos desvios para esta configuração. Novamente os melhores resultados foram obtidos com a configuração de $15\Delta/mm$.

Tabela 4.14: Resultado do diagnóstico utilizando o $DL = 12mm$.

	%					
	$15\Delta/mm$		$19\Delta/mm$		$22\Delta/mm$	
	DH	DV	DH	DV	DH	DV
PPO	91	94	73	91	55	88
INFRA	93,34	86,67	66,67	83,33	50	83,33
SUPRA	80,64	93,54	54,83	87	34,48	77,41
LEVO	80	90	60	80	56,68	80
DEXTRO	88,89	96,29	51,85	92,59	48,14	88,89

4.6.1 PPO

Das 40 imagens em PPO, 33 atingiram a fase de diagnóstico sindrômico. O diagnóstico do especialista apontou que em relação ao tipo de desvio horizontal, 42,42% dos pacientes possuem ET e 39,39% possuem XT. Quanto aos desvios verticais, 18,18% possuem HT e 9,10% possuem HoT. Apesar dos resultados de 91% e 94% de acurácia no cálculo dos desvios horizontais e verticais, respectivamente, utilizando $DL = 12mm$ e $15\Delta/mm$. O erro médio em dioptrias prismáticas foi de 6Δ para DH e 4Δ para DV utilizando a configuração de $DL = 11mm$ e $15\Delta/mm$. Para $DL = 12mm$ a metodologia obteve erro médio de $5,72\Delta$ e $4,3\Delta$.

A Figura 4.10(a) representa a imagem em PPO de um paciente que segundo o especialista apresentava ET de 30Δ . Entretanto, a metodologia o diagnosticou com ET de 15Δ . Pela análise da imagem, é possível perceber que a borda do limbo não está centralizada em relação à pupila. O método falhou na precisão da detecção da borda do limbo, pois a borda do limbo do paciente está parcialmente visível. Já a Figura 4.10(b) apresenta um paciente que, segundo o especialista, apresentava XT de 30Δ . Entretanto, a metodologia o diagnosticou com XT de 18Δ . Verifica-se que este paciente está com a pupila visivelmente contraída, ou seja, apresentando diminuição no diâmetro da pupila. Normalmente, o diâmetro da pupila de um adulto mede entre 3 a 4 mm. Entretanto, este paciente está apresentando cerca de 2,5 mm de diâmetro. Quanto maior a idade do paciente, maior a chance de ocorrer essa diminuição. Sendo assim, a borda da pupila não seria o referencial mais adequado para a realização do teste de Hirschberg neste tipo de paciente.

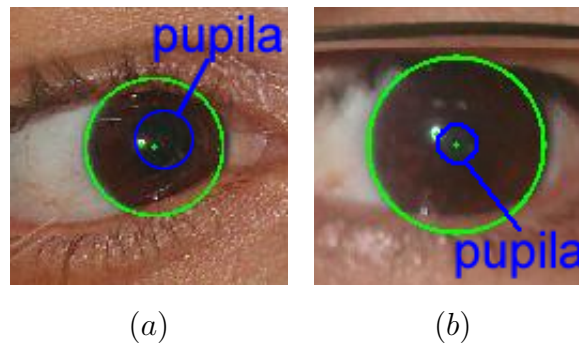


Figura 4.10: Imagens de pacientes em PPO nas quais a metodologia falhou na realização do cálculo do desvio horizontal. O paciente (a) possui ET de 30Δ e paciente (b), XT de 30Δ

A Tabela A.1 no Anexo A apresenta o comparativo do diagnóstico computacional, configurado com $DL = 11mm$ e $15\Delta/mm$, em relação ao diagnóstico do especialista para as imagens em PPO.

4.6.2 SUPRA

Na posição SUPRA, 31 das 40 imagens atingiram a fase de diagnóstico. O especialista diagnosticou 38,71% com ET, 35,48% com XT e 25,81% sem desvios horizontais. Já no vertical, 6,4% foram diagnosticados com HT, 9,6% com HoT e 83,8% não apresentaram desvios verticais. O método proposto neste estudo obteve resultados de 80,64% e 93,54% de acurácia no cálculo dos desvios horizontais e verticais, respectivamente, utilizando a configuração de $DL = 12mm$ e $15\Delta/mm$. Entretanto, o menor erro médio foi de 6Δ e $3,62\Delta$ para DH e DV, respectivamente, utilizando $DL = 11mm$ e $15\Delta/mm$.

A Figura 4.11(a) representa a imagem em SUPRA de um paciente que, segundo o especialista, não possui desvio. A metodologia o diagnosticou com XT de $17,84\Delta$ e HoT de $1,54\Delta$ no olho direito. A análise da imagem revela que o limbo está parcialmente visível e a borda do limbo não está centralizada em relação à pupila. O método pode ter falhado na precisão da detecção da borda do limbo. Já a Figura 4.11(b) apresenta um paciente que, segundo o especialista, apresentava ET de 20Δ no olho direito. Entretanto, a metodologia o diagnosticou com XT de 4Δ no olho esquerdo, falhando, também, na identificação do olho fixador. Assim como na Figura 4.11(a), o limbo não está totalmente visível. É possível perceber,

também, que o reflexo luminoso está sendo gerado bem próximo ao centro da pupila.

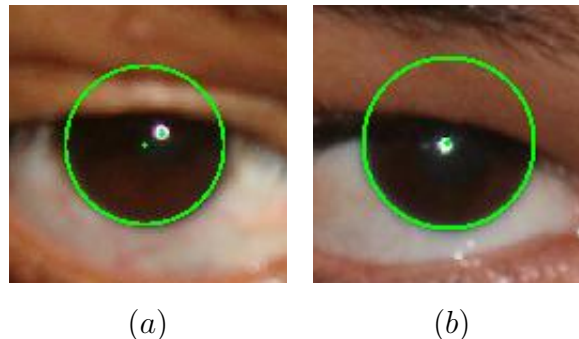


Figura 4.11: Imagens de pacientes em SUPRA em que a metodologia falhou na realização do diagnóstico. Segundo o especialista, o paciente (a) não apresenta desvio e o paciente (b), ET de 20Δ

A Tabela A.2 no Anexo A apresenta o comparativo do diagnóstico computacional, configurado com $DL = 11mm$ e $15\Delta/mm$, em relação ao diagnóstico do especialista para as imagens em SUPRA.

4.6.3 INFRA

Na posição INFRA, 75% das imagens chegaram até a fase de diagnóstico. O diagnóstico médico identificou 40% de ET, 50% de XT e 10% sem desvios horizontais. Já no vertical, 16,7% possui HT, 6,67% HoT e 76,7% não possuem desvios verticais. O melhor resultado foi obtido utilizando-se a configuração $DL = 11mm$ e $15\Delta/mm$. As Figuras 4.12(a-b) são as imagens nas quais a metodologia falhou no diagnóstico do desvio horizontal.

O erro médio foi de $5,11\Delta$ e $4,28\Delta$ para DH e DV, respectivamente. O paciente da Figura 4.12(a), segundo o especialista, possui XT de 55Δ e HoT de 6Δ . Já a metodologia o diagnosticou com XT de $39,72\Delta$ e HT de $2,27\Delta$. Na imagem é possível perceber que o brilho está próximo da borda da pupila e que a parte superior e inferior da borda do limbo não estão visíveis.

A Tabela A.3 no Anexo A apresenta o comparativo do diagnóstico computacional, configurado com $DL = 11mm$ e $15\Delta/mm$, em relação ao diagnóstico do especialista para as imagens em INFRA.

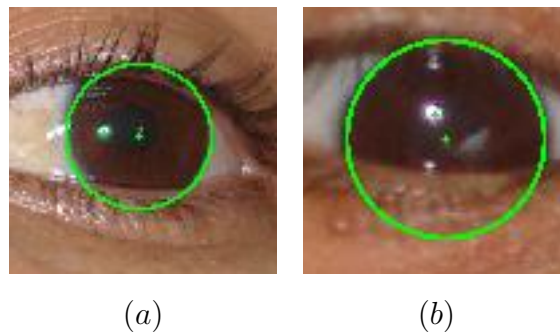


Figura 4.12: Imagens de pacientes em INFRA em que a metodologia falhou na realização do diagnóstico. Segundo o especialista, o paciente (a) possui XT de 55Δ e HoT de 6Δ e o paciente (b), ET de 20Δ e HoT de 10Δ .

4.6.4 LEVO

Para a posição LEVO, 30 imagens chegaram até a fase de diagnóstico. O diagnóstico médico identificou 40% de ET, 47% de XT e 13% sem desvios horizontais. Na avaliação da presença de desvios verticais, o especialista detectou 17% com HT, 20% com HoT e 63% sem desvios verticais. O menor erro médio foi de $5,9\Delta$ e $4,3\Delta$ para a configuração $DL = 11mm$ e $15\Delta/mm$. As Figuras 4.13(a-b) são as imagens de pacientes em LEVO nas quais houve falha na realização do diagnóstico.

O paciente da Figura 4.13 (a) foi diagnosticado pelo especialista com XT de 50Δ . Entretanto, a metodologia detectou XT de $44,08\Delta$ e HoT de $22,11\Delta$. Na figura percebe-se que o limbo não está centralizado em relação à borda da pupila e que a parte superior do limbo está abaixo da pálpebra. Ou seja, este erro não teria ocorrido se o limbo detectado estivesse próximo ao centro da pupila.

Já na Figura 4.13 (b), percebe-se que o brilho está na borda da pupila; ainda assim, o especialista diagnosticou o paciente com XT de 25Δ , enquanto a metodologia identificou desvio de 36Δ .

A Tabela A.4 no Anexo A apresenta o comparativo do diagnóstico computacional, configurado com $DL = 11mm$ e $15\Delta/mm$, em relação ao diagnóstico do especialista para as imagens em LEVO.

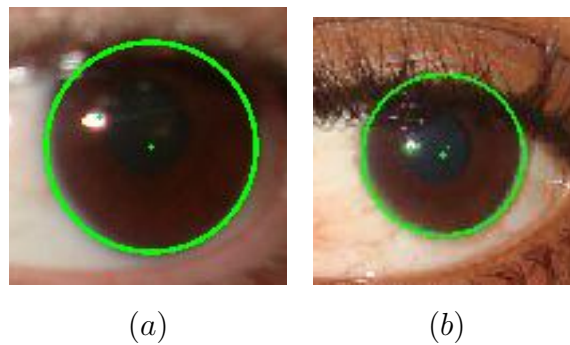


Figura 4.13: Imagens de pacientes em LEVO em que a metodologia falhou na realização do diagnóstico. Segundo o especialista, o paciente (a) possui XT de 50Δ e o paciente (b), XT de 25Δ .

4.6.5 DEXTRO

A posição DEXTRO foi a que apresentou a menor quantidade de imagens que conseguiram atingir a fase de diagnóstico. Apenas 27 dos 40 pacientes tiveram os desvios calculados nesta posição. As imagens em DEXTRO foram as que tiveram as menores acurácias nas fases de localização dos olhos e de detecção do brilho. Segundo o especialista, nesta posição, 33,3% dos pacientes apresentava ET, 51,9% XT e 14,8% não possuía desvios horizontais. Quanto aos desvios verticais, foram diagnosticados 14,8% de HT, 11,1% de HoT e 74,1% não apresentou desvios verticais. Nesta posição, o erro médio foi de $5,11\Delta$ para DH e $2,97\Delta$ para DV. A acurácia foi de 81,48% e 100% no cálculo dos desvios horizontais e verticais, respectivamente, configurado com $DL = 11mm$ e $15\Delta/mm$.

O paciente da Figura 4.14 (a) foi diagnosticado pelo especialista com ET de 35Δ . Entretanto, a metodologia detectou ET de $14,56\Delta$ e HoT de $4,46\Delta$. Na figura percebe-se que o brilho está na borda da pupila e que menos da metade da borda do limbo está visível. Sendo assim, o método pode não ter sido preciso na localização do limbo e o especialista pode não ter percebido o brilho na borda da pupila.

Na Figura 4.14 (b), vê-se um paciente avaliado pelo especialista com XT de 35Δ e, pela metodologia, com XT de $22,3\Delta$. Analisando a imagem, nota-se que o brilho está dentro da pupila.

Analisou-se o erro médio global, calculando-se a média dos erros nas cinco posições: para as imagens que chegaram até a fase de diagnóstico, foi de $5,6\Delta$ e

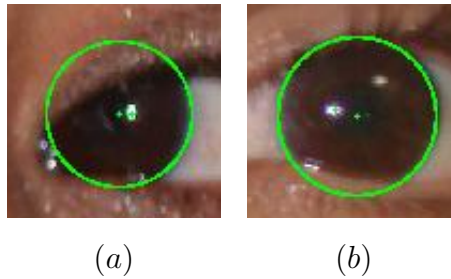


Figura 4.14: Imagens de pacientes em DEXTRO em que a metodologia falhou na realização do diagnóstico. Segundo o especialista, o paciente (a) apresenta ET de 35Δ e (b) XT de 35Δ

3, 83Δ para DH e DV, respectivamente.

A Tabela A.5 no Anexo A apresenta o comparativo do diagnóstico computacional, configurado com $DL = 11mm$ e $15\Delta/mm$, em relação ao diagnóstico do especialista para as imagens em DEXTRO.

4.7 Planejamento Cirúrgico

Esta seção apresenta os resultados obtidos na indicação do planejamento cirúrgico. A eficácia dos regressores foi avaliada pela média da diferença entre os resultados fornecidos pela SVR e as indicações originais do especialista em valores absolutos por meio das medidas estatísticas EAM e REQM (Seção 2.8).

Da base de imagens utilizada neste estudo, formada por 40 pacientes, o especialista realizou o plano cirúrgico em 26 pacientes, pois foram incluídos no plano cirúrgico apenas aqueles com desvios horizontais maiores ou iguais a 15Δ . Estes fazem parte da Base de Validação (BV) formada para avaliar os regressores treinados em relação ao plano cirúrgico do especialista. Dos 26 pacientes utilizados para avaliação da eficácia dos múltiplos regressores SVR, 14 apresentavam exotropia e 12, esotropia (com desvios variando de 20 a 90Δ).

Já na Base de Teste (BT), formada pelos pacientes da base de validação com os dados de diagnóstico fornecido pela metodologia computacional, avaliou-se o desempenho dos regressores em relação ao plano cirúrgico sugerido pela metodologia. Os dados do diagnóstico foram obtidos da saída do processamento da etapa de diagnóstico (Seção 3.3.6). Dos 26 pacientes da base de validação, 23

fizeram parte da base teste, pois 3 pacientes não tiveram pelo menos uma das medidas de desvio calculada. Os desvios dos pacientes da base de teste variavam de 11 a 58Δ .

O plano cirúrgico foi avaliado através de duas abordagens. Na primeira, os múltiplos regressores foram treinados com 88 instâncias, incluindo valores de recuo e/ou ressecção iguais e diferentes de zero. Ou seja, com essa abordagem verificou-se o desempenho do método em estimar o valor, o tipo do procedimento (recuo ou ressecção), o músculo (reto lateral ou medial) e o olho (direito ou esquerdo) que deve ser operado. Sendo assim, nesta abordagem, o plano cirúrgico de um paciente de teste foi estimado através dos oito regressores. Ou seja, são retornadas oito saídas, uma para cada regressor.

Já na segunda abordagem, o especialista foi responsável por indicar o procedimento, o olho e o músculo que devia ser operado, enquanto o método computacional realizou a predição dos valores em milímetros de recuo/ressecção para a decisão tomada pelo especialista. Nesta abordagem, foram passados apenas valores maiores que zero para os regressores treinados. Ou seja, os regressores foram treinados apenas com dados de pacientes que realizaram cada procedimento específico. Por exemplo, se em um paciente da base de treinamento foi realizada uma cirurgia de RcRME, significa que este paciente fez parte apenas do regressor treinado para RcRME. Outro exemplo: o plano cirúrgico de um paciente que, segundo o especialista, necessitava realizar um duplo recuo dos retos mediais, foi estimado apenas utilizando os regressores RcRMD e RcRME. Ou seja, a quantidade de saídas depende do procedimento, músculo e olho indicados pelo especialista, variando de um a oito possíveis saídas.

4.7.1 Abordagem I

Nesta seção são apresentados os resultados para a abordagem em que não houve indicação do especialista quanto ao procedimento a ser realizado. Ou seja, o método proposto indicou:

- o tipo de procedimento: recuo e/ou ressecção;
- quantos e quais músculos;
- os olhos: direito e/ou esquerdo;

- o valor em milímetros de recuo e/ou ressecção;

Nesta abordagem, os regressores foram treinados utilizando os parâmetros C , γ e ϵ apresentados na Tabela 4.15. Estes foram obtidos através da validação cruzada *v-fold* (Seção 3.3.3), com $v = 10$.

Tabela 4.15: Parâmetros C , γ e ϵ utilizados no treinamento dos regressores na abordagem I. D = olho direito; E = olho esquerdo.

	RcRM		RsRM		RcRL		RsRL	
	D	E	D	E	D	E	D	E
C	32	8	2	8	32	128	32	128
γ	0,125	0,125	0,5	0,125	0,5	0,125	0,125	0,03125
ϵ	0,00390625	0,25	0,25	0,5	0,00390625	0,5	0,00390625	0,5

A Tabela 4.16 mostra os resultados obtidos na predição cirúrgica aplicada em BV e BT. As menores taxas de EAM utilizando BV e BT foram de 0,48 ($\pm 0,5$) e 0,63 mm ($\pm 0,6$). Ambas na predição dos valores de RcRME, variando em BT de 0 a 3,7 mm. Já as menores medidas de RMSE foram de 0,80 ($\pm 0,8$) e 1,01 mm (± 1) para BV e BT, respectivamente. Ambas na predição na medida de RcRMD, variando em BT de 0 a 2,7 mm. Um dos fatores que influenciaram neste desempenho foi a quantidade de pacientes com esotropias que passaram por cirurgia de RcRM, que correspondiam a cerca de 45% dos procedimentos cirúrgicos dos pacientes da base de treinamento.

As piores estatísticas de EAM em BV foram de 1,22 mm ($\pm 1,2$) e 1,21 mm ($\pm 1,2$), nas previsões de RsRMD e RsRME, respectivamente. Já em BT,

Tabela 4.16: Resultado do plano cirúrgico na abordagem I. D = olho direito; E = olho esquerdo.

		RcRM		RsRM		RcRL		RsRL	
		D	E	D	E	D	E	D	E
Especialista (BV)	EAM (mm)	0,51	0,48	1,22	1,21	1,13	1,14	1,04	1,10
	REQM (mm)	0,80	0,88	2,02	1,58	1,85	2	1,76	1,94
Método (BT)	EAM (mm)	0,64	0,63	1,38	1,52	1,20	1,70	0,66	1,38
	REQM (mm)	1,01	1,1	2,21	1,90	1,89	2,45	1,08	2,37
	Erro máximo (mm)	2,7	3,7	5,2	4,0	5,7	5,9	3,6	7,4
	Erro mínimo (mm)	0,0	0,0	0,5	0,0	0,0	0,1	0,0	0,0

o pior EAM foi de 1,70 mm ($\pm 1,7$) em RcRLE, variando de 0 a 5,9 mm. A variação máxima foi de 7,4 mm em RsRLE. Variações elevadas do erro ocorreram principalmente para os pacientes em que o método computacional indicou um procedimento não sugerido no procedimento cirúrgico do especialista. Ou seja, o especialista havia realizado procedimento em dois músculos, enquanto o método indicou a realização do procedimento em três músculos.

A média de EAM na indicação do procedimento em BT nos músculos retos mediais foi de 0,6 mm ($\pm 0,6$) para recuo e 1,4 mm ($\pm 1,4$) para ressecção. Nos músculos retos laterais foi de 1,4 mm ($\pm 1,4$) e 1 mm (± 1) para recuo e ressecção, respectivamente.

A média global de EAM, na predição realizada pelos oito regressores, foi de 0,98 (± 1) e 1,14 mm ($\pm 1,1$) para BV e BT, respectivamente. Sendo assim, percebe-se que o plano cirúrgico gerado utilizando o diagnóstico proveniente do método computacional (BT) teve uma diferença média de 0,16 mm ($\pm 0,1$) em relação a BV. Demonstra-se, então, que o erro de BT, utilizando as variáveis provenientes do diagnóstico computacional, foi pequeno em relação ao erro de BV, que utilizou o diagnóstico do especialista.

A Tabela 4.17 apresenta a indicação cirúrgica do método computacional para BT comparada com o plano elaborado pelo especialista. Analisando-se, a título de exemplo, o paciente com ID=5 que possui XT de 50Δ no olho esquerdo, observa-se que o especialista planejou a realização de RcRLE de 8 mm e RsRME de 7,5 mm; já a metodologia computacional indicou, aproximadamente, a realização RcRLE de 8 mm e RsRME de 7 mm. Considerando-se a dificuldade do especialista para medir desvios com escala menor a 1 mm, pode-se afirmar que a metodologia obteve sucesso no planejamento cirúrgico deste paciente.

Em alguns casos a metodologia planejou a cirurgia optando por operar músculos diferentes dos planejados pelo especialista. O tratamento cirúrgico de XT pode ser realizado através de RcRL e/ou RsRM. Observe-se o caso do paciente com ID=21 que possui XT de 30Δ no olho esquerdo: o especialista planejou a realização de RsRMD e RsRME de 5 mm, enquanto a metodologia indicou a realização de RcRLD de 5,7 e RcRLE de 5,5 mm e RsRME de 1,9 mm. Além de optar por realizar procedimento diferente, incluiu um músculo a mais no planejamento. A inclusão de músculos aconteceu, também, para outros pacientes.

Tabela 4.17: Resultado plano cirúrgico aplicado em BT. ID = identificador do paciente; T.D = Tipo de desvio; E = indicação cirúrgica do especialista em milímetros; M = indicação cirúrgica do método computacional em milímetros. Os valores em negritos são os resultados da indicação cirúrgica do método proposto nesta tese.

ID	T.D	RcRLD		RcRLE		RcRMD		RcRME		RsRLD		RsRLE		RsRMD		RsRME	
		E	M	E	M	E	M	E	M	E	M	E	M	E	M	E	M
3	XT	7	7,1	7	6,3	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,2	0	0,1	0	1,9
4	XT	8	4,1	0	4,2	0	0,1	0	0,3	0	0,0	0	0,6	7,5	3,1	0	2,5
5	XT	0	0,5	8	8,1	0	0,3	0	0,4	0	0,1	0	0,3	0	0,7	7,5	6,9
6	XT	6	5,7	0	3,4	0	0,0	0	0,5	0	0,4	0	0,1	6	4,6	0	1,2
8	ET	0	0,6	0	0,1	7,5	6,1	7,5	6,4	0	0,1	0	2,2	0	0,5	0	0,4
10	ET	0	1,0	0	0,1	0	0,1	3	3,4	0	1,5	0	7,4	0	0,6	0	1,0
11	XT	7	6,0	7	6,9	0	0,0	0	0,0	0	0,1	0	0,0	0	0,2	6	4,9
14	XT	0	0,9	6	3,4	0	1,0	0	1,0	0	0,2	0	0,3	0	0,6	6	4,5
15	XT	8	5,7	0	2,9	0	0,2	0	0,4	0	0,2	0	0,8	7,5	4,4	0	1,9
16	XT	0	0,1	0	5,9	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,5	0	0,2	7	5,9
17	ET	0	0,1	0	0,2	6	4,9	0	0,1	5	5,0	0	0,4	0	0,2	0	0,0
18	ET	0	0,0	0	0,4	7	6,8	0	0,1	8	5,7	0	1,3	0	0,2	0	0,0
20	XT	6	3,3	6	6,7	0	0,1	0	0,2	0	0,1	0	0,9	6	0,9	0	4,0
21	XT	0	5,7	0	5,5	0	0,1	0	0,1	0	0,0	0	0,7	5	0,0	5	1,9
23	ET	0	0,6	0	2,3	0	2,0	6	2,3	0	2,1	6	0,6	0	0,4	0	2,4
27	XT	0	0,1	7,5	5,0	0	0,2	0	0,1	0	0,0	0	0,0	0	0,5	7,5	4,7
28	ET	0	0,3	0	0,2	7	6,7	7	6,7	0	0,4	6	0,4	0	0,4	0	0,3
30	ET	0	0,9	0	0,1	5	3,7	0	1,3	0	1,1	0	0,9	0	0,6	0	0,8
31	ET	0	0,7	0	0,3	7,5	5,4	7,5	4,6	0	0,5	0	1,7	0	0,5	0	0,2
34	XT	7	3,0	0	2,1	0	1,3	0	0,3	0	0,1	0	0,5	7	1,8	0	2,3
37	XT	0	0,6	6	3,0	0	0,4	0	0,5	0	0,1	0	0,2	0	0,8	7	3,3
39	XT	0	0,5	7	5,6	0	0,1	0	0,0	0	0,1	0	0,8	0	0,7	7	5,1
40	ET	0	1,0	0	0,1	6	3,3	0	1,0	5	1,4	0	1,1	0	0,5	0	0,3

Como por exemplo, o paciente com ID = 10, enquanto o especialista planejou operar apenas um músculo, o método planejou a cirurgia em quatro, indicando equivocadamente a realização de RcRLD para tratar ET.

Já no caso do paciente com ID = 27, que possui XT de 45Δ no olho direito, o especialista planejou a realização de RcRLE de 7,5 e RsRME de 7,5 mm. O método, por sua vez, indicou RcRLE de 5 e RsRME de 4,7mm. Para este paciente, o plano cirúrgico indicado pela metodologia, apesar de acertar os músculos que deveriam ser operados, é impraticável pela diferença de mais de 2 mm em relação ao plano do especialista.

Os pacientes com IDs iguais a 10, 21 e 27 são pacientes que já passaram por operação anteriormente. O planejamento cirúrgico de pacientes de reoperação é imprevisível, pois nestes casos os músculos operados ficam fibrosados, dificultando a execução da estratégia cirúrgica planejada. Estes casos são praticamente inviáveis de serem planejados computacionalmente, uma vez que a decisão sobre a quantidade de recuo ou ressecção que deve ser realizada normalmente é tomada pelo cirurgião no momento da realização do procedimento cirúrgico, levando em consideração o estado de contratura do músculo ocular. Sendo assim, se forem desconsiderados os três pacientes de reoperação, a média global de EAM será de 0,9 e 1 mm para BV e BT, respectivamente.

Sem os pacientes reoperados, a média de EAM na indicação do procedimento em BT nos músculos retos mediais foi de 0,7 mm ($\pm 0,7$) para recuo e 1,3 mm ($\pm 1,3$) para ressecção. Nos músculos retos laterais foi de 1,3 mm ($\pm 1,3$) e 0,88 mm ($\pm 0,9$) para recuo e ressecção, respectivamente.

Pela análise do especialista, os valores menores que 4,5 mm indicados pela metodologia são desprezados, considerando-se que, na prática, com exceção dos casos de reoperação, não se realiza procedimento menor que este valor. Normalmente são realizados procedimentos de recuo e/ou ressecção maiores ou iguais a 5 mm.

4.7.2 Abordagem II

Nesta seção são apresentados os resultados para a abordagem na qual o especialista indicou o procedimento a ser realizado. O método sugeriu o valor de recuo e/ou ressecção em milímetros que deveria ser realizado. Os regressores

Tabela 4.18: Parâmetros C , γ e ϵ utilizados no treinamento dos regressores na abordagem II. D = olho direito; E = olho esquerdo.

	RcRM		RsRM		RcRL		RsRL	
	D	E	D	E	D	E	D	E
C	128	8	8	32	32	32	0,125	2048
γ	0,03125	0,125	0,125	0,5	2	0,5	8	0,000030517578
ϵ	0,125	0,25	0,00390625	0,00390625	0,125	0,25	0,5	0,00390625

foram treinados utilizando os parâmetros C , γ e ϵ apresentados na Tabela 4.18.

A Tabela 4.19 apresenta os resultados para esta abordagem. A menor estatística de EAM utilizando BV foi de 0,38 ($\pm 0,4$) mm para RcRLE. Já em BT o menor EAM foi de 0,5 ($\pm 0,5$) mm para RsRMD, variando de 0 a 1,4 mm.

Tabela 4.19: Resultado do plano cirúrgico na abordagem II. D = olho direito; E = olho esquerdo.

		RcRM		RsRM		RcRL		RsRL	
		D	E	D	E	D	E	D	E
Especialista (BV)	EAM (mm)	0,81	0,62	0,47	1,06	0,84	0,38	1,24	0,46
	REQM (mm)	0,93	0,81	0,62	1,37	0,99	0,43	1,31	0,59
Método (BT)	EAM (mm)	1,12	1,04	0,5	1,32	0,79	0,81	1,47	0,53
	REQM (mm)	1,3818	1,18	0,67	1,56	0,93	1,09	1,48	0,61
	Erro máximo (mm)	2,9	1,6	1,4	2,8	1,7	2,3	1,6	0,8

Na BV as piores estatísticas de EAM foram de 1,24 mm ($\pm 1,2$) na previsão de RsRLD e 1,06 mm (± 1) na previsão de RsRME. Já em BT, o pior EAM foi de 1,47 mm ($\pm 1,5$) em RsRLD, com erro de até 1,6 mm. O erro máximo foi de 2,9 mm em RcRMD. Comparando os valores de erro máximo nas Tabelas 4.16 e 4.19, é possível perceber que na abordagem II (Tabela 4.19) o valor do erro máximo no geral é inferior ao da abordagem I (Tabela 4.16). Percebe-se, ainda, que o maior erro máximo da abordagem II (2,9 mm) é próximo ao menor valor da abordagem I (2,7 mm).

A média de EAM na indicação em BT do procedimento nos músculos retos mediais foi de 1 mm (± 1) para recuo e 0,9 mm ($\pm 0,9$) para ressecção. Nos músculos retos laterais foi de 0,8 mm ($\pm 0,8$) e 1 mm (± 1) para recuo e ressecção, respectivamente.

A média global de EAM, nesta abordagem, foi de 0,74 ($\pm 0,7$) e 0,95 ($\pm 0,9$)

mm para BV e BT, respectivamente. A diferença média entre o plano cirúrgico gerado com uso do diagnóstico proveniente do método computacional (BT) em relação a BV foi de $(\pm 0,2)$.

A Tabela 4.20 apresenta a indicação cirúrgica do método computacional para BT comparada com o plano elaborado pelo especialista na abordagem II. Percebe-se, pela análise da tabela, que a maior parte das indicações do método computacional não apresentou diferença menor que 1 mm em relação ao plano do especialista. Em alguns casos, na abordagem II, a metodologia mostrou boa precisão. Examinando-se, por exemplo, o paciente com ID = 28 que possui ET de 60Δ no olho esquerdo, vê-se que o especialista planejou a realização de 7 mm de RcRMD, de 7 mm de RcRME e 6 mm de RsRLE. A metodologia computacional, por seu lado, indicou a realização de 6,9 mm de RcRMD, de 6,8 mm de RcRME e 6,2 mm de RsRLE, com erro máximo de 0,2 mm. Comprova-se, assim, a viabilidade do método proposto nesta tese para a realização de diagnóstico e planejamento cirúrgico através de regressores SVR.

Considere-se o caso do paciente com ID=14, que possui XT de 20Δ no olho esquerdo. Para este, o especialista planejou a realização de RcRLE e RsRME de 6 mm. Já o método indicou RcRLE de 5,5 mm $(\pm 5,5)$ e RsRME de 6,5 mm $(\pm 6,5)$. Apesar de apresentar erro médio de 0,5 no resultado de ambos os regressores, na análise do especialista esta indicação pode ser considerada correta, pois a falta de 0,5 mm em RcRLE foi compensada na indicação de RsRME. Normalmente, os especialistas preferem planejar as cirurgias utilizando valores iguais de recuo e/ou ressecção para reduzir as chances de erro.

Apesar de Souza *et al.* (2004) terem obtido erro médio inferior aos resultados apresentados nesta tese, os critérios de inclusão dos pacientes por Souza *et al.* (2004) foram estabelecidos de forma a limitar o procedimento cirúrgico a retrocesso e ressecção dos músculos retos horizontais em apenas um dos olhos, facilitando o treinamento da rede ao restringir os possíveis resultados e fatores envolvidos na sua determinação. Desta forma, Souza *et al.* (2004) adotou uma camada final da rede neural com apenas quatro unidades, sendo os resultados assumidos como procedimento a ser realizado no olho com pior visão, enquanto que em nossa proposta têm-se oito unidades de saída, correspondendo ao retrocesso e ressecção em cada um dos quatro músculos retos horizontais.

Tabela 4.20: Resultado do plano cirúrgico utilizando abordagem II aplicada em BT.

ID	T.D	RcRLD		RcRLE		RcRMD		RcRME		RsRLD		RsRLE		RsRMD		RsRME	
		E	M	E	M	E	M	E	M	E	M	E	M	E	M	E	M
3	XT	7,0	6,7	7,0	6,6	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-
4	XT	8,0	6,5	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	7,5	7,5	0,0	-
5	XT	0,0	-	8,0	8,6	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	7,5	8,4
6	XT	6,0	6,6	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	6,0	6,5	0,0	-
8	ET	0,0	-	0,0	-	7,5	6,3	7,5	6,3	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-
10	ET	0,0	-	0,0	-	0,0	-	3,0	4,6	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-
11	XT	7,0	6,4	7,0	7,0	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	6,0	7,6
14	XT	0,0	-	6,0	5,6	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	6,0	6,4
15	XT	8,0	6,3	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	7,5	6,1	0,0	-
16	XT	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	7,0	6,7
17	ET	0,0	-	0,0	-	6,0	5,0	0,0	-	5,0	6,4	0,0	-	0,0	-	0,0	-
18	ET	0,0	-	0,0	-	7,0	6,5	0,0	-	8,0	6,4	0,0	-	0,0	-	0,0	-
20	XT	6,0	6,4	6,0	6,3	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	6,0	6,3	0,0	-
21	XT	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	5,0	5,5	5,0	7,8
23	ET	0,0	-	0,0	-	0,0	-	6,0	5,3	0,0	-	6,0	6,8	0,0	-	0,0	-
27	XT	0,0	-	7,5	5,2	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	7,5	5,6
28	ET	0,0	-	0,0	-	7,0	6,9	7,0	6,8	0,0	-	6,0	6,2	0,0	-	0,0	-
30	ET	0,0	-	0,0	-	5,0	3,8	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-
31	ET	0,0	-	0,0	-	7,5	6,5	7,5	5,9	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-
34	XT	7,0	6,4	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	7,0	6,9	0,0	-
37	XT	0,0	-	6,0	4,2	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	7,0	5,1
39	XT	0,0	-	7,0	6,2	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	0,0	-	7,0	6,3
40	ET	0,0	-	0,0	-	6,0	3,1	0,0	-	5,0	6,4	0,0	-	0,0	-	0,0	-

Pelo exposto, os resultados apresentados demonstram a capacidade da utilização da regressão através da SVR, ainda que revelem a necessidade de maior número de pacientes para o treinamento e validação, viabilizando o uso na prática cirúrgica.

4.8 Resumo

A Tabela 4.21 apresenta os resultados das principais técnicas e características aplicadas pelos autores citados na revisão de literatura (Seção 1.3) e as que foram propostas nesta tese para a detecção de olhos.

Tabela 4.21: Resumo das características e técnicas aplicadas, pelos autores citados, na detecção de olho.

Autor	Características/Técnicas	Imagens	Acurácia
Kim e Kim (2008)	- Momento Zernike - Support Vector Machines	ORL	94,6%
Peng <i>et al.</i> (2005)	- Método baseado em Template - Método baseado em características	ORL	95,2%
Takegami <i>et al.</i> (2003)	- Transformada de Hough - Autocalibração - Direção do olhar		
Wang e Yang (2008)	- <i>NDA</i> - Classificador <i>AdaBoost</i>	FERET	94,5%
Wang e Yang (2008)	- Nível de cinza - <i>Template matching</i> binário - Filtro homomórfico - Support Vector Machines	BioID	96,8%
Motwani <i>et al.</i> (2004)	- <i>Wavelets</i> - Redes neurais	ORL	88%
Nesta Tese	- Equalização do histograma - Funções geoestatísticas - Análise discriminante linear - Support Vector Machines	200 pacientes	95,25%

Já a Tabela 4.22 apresenta um comparativo dos resultados obtidos em cada uma das sete etapas da metodologia proposta nesta tese em relação aos resultados obtidos por Almeida (2010). Os resultados da localização do limbo e do brilho foram inferiores aos de Almeida (2010); entretanto, a base de imagens utilizada nesta tese é cerca de cinco vezes maior. A tabela mostra, ainda, a evolução da metodologia computacional na realização da detecção do estrabismo, melhorando em aproximadamente 3%.

Tabela 4.22: Resultado obtido em cada fase da metodologia proposta.

	Almeida (2010)	TESE
ETAPAS/Qtd. Imagens	45	200
Segmentação da Face (%)	–	88
Detecção da Região dos Olhos (%)	100	98,5
Localização dos Olhos (%)	95,19	95,25
Localização do Limbo (%)	97,56	91,58
Localização do Brilho (%)	100	97,35
Detecção (%)	94	96,97
Diagnóstico (EAM) Δ	–	$DH = 5,6\Delta$ e $DV = 3,83\Delta$
Plano Cirúrgico (EAM) mm	–	RcRM $\pm 0,6$ e RsRM $\pm 0,9$
	–	RcRL $\pm 0,8$ e RsRL ± 1

CAPÍTULO 5

Conclusão

A presente tese apresentou a viabilidade da utilização de técnicas de processamento de imagens, funções geoestatísticas, *Support Vector Classification* (SVC) e *Support Vector Regression* (SVR) aplicadas na detecção automática, diagnóstico e planejamento cirúrgico do estrabismo em imagens digitais através do método de Hirschberg. A metodologia proposta foi organizada em sete fases: segmentação da face, localização da região dos olhos, localização dos olhos, localização do limbo e do brilho, detecção, diagnóstico e plano cirúrgico do estrabismo.

Foram realizados testes em cada fase proposta pela metodologia. Todas as avaliações, com exceção da fase de diagnóstico do estrabismo, foram feitas de forma visual, isto é, um especialista analisou cada imagem e determinou se as imagens resultantes de cada fase foram computadas corretamente, verificando se a face foi segmentada corretamente na fase 1, se a região dos olhos foi obtida corretamente na fase 2, se os olhos foram localizados na fase 3 e se o limbo e o brilho foram localizados na fase 4.

A fase de segmentação da face obteve acurácia de 88% na precisão da segmentação da face e exclusão do plano de fundo. Entretanto, todas as 200 imagens seguiram para a etapa seguinte, pois a região dos olhos continuou presente nas imagens segmentadas. Já na fase de detecção automática da região dos olhos, o uso das projeções na magnitude do gradiente obteve acurácia de 98,5% para as imagens de pacientes. As imagens que não tiveram a região dos olhos detectada corretamente seguiram para a etapa seguinte, transferindo a responsabilidade para

a fase de localização dos olhos.

Na fase de localização dos olhos, foram gerados classificadores SVC para cada conjunto de imagens de posição do olhar. Os classificadores gerados foram utilizados para verificar se uma dada região da imagem possuía um dos olhos. Nesta fase, a metodologia obteve acurácia média de 95,25% para localização dos olhos. Seguiram para a etapa seguinte apenas as imagens que tiveram os olhos detectados corretamente. Já na localização do limbo e do brilho, fase que utilizou o método de Canny e a transformada de Hough, foram alcançadas, respectivamente, acurácia média de 91,58% e 97,35% para as imagens que atingiram esta etapa. Desta forma, conclui-se que os erros ocorridos na localização do limbo foram causados principalmente por reflexos luminosos gerados por lentes corretivas e pelo fato de que a borda do limbo, em algumas imagens, não está totalmente visível, dificultando a localização do limbo por meio da transformada de Hough.

Na fase de diagnóstico, o método obteve acurácia de 88% na identificação de esotropias (ET), 100% nas exotropias (XT), 80,33% nas hipertropias (HT), 83,33% nas hipotropias (HoT) e 83,45% na classificação do olho fixador. O erro médio global foi de $5,6\Delta$ e $3,83\Delta$ para desvios horizontais e verticais, respectivamente, em relação à medida apresentada pelo especialista. Os melhores resultados da medida dos desvios foram obtidos utilizando a configuração $DL = 11mm$ e $15\Delta/mm$.

Na Seção 4.6, foi apresentado que cerca de 25% das imagens não chegaram até a fase de diagnóstico do estrabismo. Para a realização do diagnóstico é necessário que o limbo e brilho de ambos os olhos tenham sido detectados corretamente. Sendo assim, faz-se necessária a realização de melhorias nas etapas que precedem a fase de diagnóstico e planejamento cirúrgico, visando aumentar a quantidade de imagens nas etapas finais da metodologia.

Na realização do planejamento cirúrgico de desvios horizontais, foram utilizados múltiplos regressores SVR para estimar os valores de recuo e/ou ressecção. No planejamento de cirurgias de músculos retos mediais obteve-se erro médio de 0,6 mm, para recuo e 0,9 mm para ressecção. Para os músculos retos laterais, o erro médio foi de 0,8 mm para recuo e 1 mm para ressecção.

A dificuldade para adquirir imagens de pacientes estrábicos resultou em um banco de imagens formado por apenas 40 pacientes, prejudicando sensivelmente

uma análise mais apurada do método proposto. Seria necessário, portanto, aprofundar as análises com uma base de imagens de pacientes maior. Também é preciso aumentar a quantidade de imagens de pacientes com desvios verticais, uma vez que a base é formada principalmente por pacientes portadores de desvios horizontais.

Por fim, os resultados do método proposto neste estudo para o diagnóstico e plano cirúrgico foram comparados com os informados por apenas um especialista. Para aumentar a confiança nos resultados, há de se ampliar a base de pacientes além de confrontar o diagnóstico e o plano cirúrgico fornecido pelo método com os de outros especialistas. O ideal seria que um mesmo paciente fosse avaliado por vários especialistas. Isso não foi possível, neste estudo, pela dificuldade de encontrar mais especialistas em estrabismo dispostos a contribuir com a pesquisa.

5.1 Contribuição

A principal contribuição desta tese é a proposta de um método de baixo custo e de fácil utilização para auxílio médico na detecção, diagnóstico e indicação cirúrgica do estrabismo por meio de imagens digitais. Com a ampliação da base de dados e o aumento da qualidade dos resultados obtidos a partir deste trabalho, será possível incorporar o presente método em uma ferramenta para a área médica. No decorrer deste estudo podem ser observadas outras contribuições:

- Método desenvolvido para localização dos olhos utilizando *Support Vector Classification* (SVC) e funções geoestatísticas (semivariograma, semimadograma, covariograma e correlograma). Com a inclusão da fase de segmentação da face e com as mudanças realizadas na detecção da região dos olhos, foi possível melhorar a etapa de localização dos olhos proposta por Almeida (2010), minimizando as ausências dos olhos para as fases posteriores;
- Criação de método para detecção e cálculo automático do estrabismo através de imagem digital de pacientes nas posições primária e secundária do olhar (PPO, INFRA, SUPRA, LEVO e DEXTRO). Realização do cálculo dos desvios horizontais e verticais em dioptrias prismáticas e verificação do tipo do desvio (ET, XT, HT e HoT);

- Desenvolvimento de uma ferramenta computacional, utilizada por não especialistas em estrabismo, capaz de detectar e realizar triagem de pacientes do Sistema Único de Saúde (SUS), contribuindo, conseqüentemente, para diminuição de filas e de gastos públicos;
- Utilização de *Support Vector Regression* (SVR) para estimar o plano cirúrgico de desvios horizontais (esotropias e exotropias);
- A indicação cirúrgica em milímetros de recuo e/ou ressecção que deve ser realizada nos músculos retos laterais e nos retos mediais;
- Formação de banco de imagens com 40 pacientes, contendo fotografias em cinco posições diagnósticas do olhar;
- Formação de banco de dados de planejamento cirúrgico com prontuários de 114 pacientes.

5.2 Trabalhos Futuros

As técnicas propostas nesta tese foram incorporadas em uma ferramenta com o intuito de tornar o processo automático. No entanto, com o objetivo de aperfeiçoar o problema estudado, existem diversas atividades que podem dar continuidade ao trabalho, a saber:

- Com o objetivo de aperfeiçoar a etapa de localização dos olhos, podem ser pesquisados outros métodos de processamento digital de imagens na extração das características;
- Os métodos de Krinsky e de Hirschberg são substancialmente menos precisos que o Teste do Prisma e Cover Alternado (CHOI; KUSHNER, 1998). Sendo assim, para melhorar a precisão do diagnóstico bem como do plano cirúrgico, sugere-se a implementação do *Cover Test* computadorizado a partir da aquisição do vídeo da realização do exame;
- Realização do cálculo do diâmetro do limbo, substituindo a utilização do valor aproximado do limbo do adulto;

- Ampliar a metodologia para a realização de detecção e diagnóstico de tropias utilizando o *Cover Test*;
- Automatizar e integrar a metodologia à realização de exames necessários para o planejamento cirúrgico realizados pelo especialista. Por exemplo: automatizar o exame que mede as versões nos pacientes;
- A realização do planejamento cirúrgico do estrabismo a partir do diagnóstico gerado pelo método de Hirschberg e pelo *Cover Test*;
- A realização do planejamento cirúrgico para desvios verticais;
- Disponibilização do banco de imagens e de dados de prontuários utilizados no diagnóstico e planejamento cirúrgico.

A metodologia descrita nesta tese pode ser incorporada em duas ferramentas para a área médica: parte da metodologia, até a fase de detecção do estrabismo, pode ser incorporada em um *software* para a realização de triagem de pacientes assistida por computador em localidades que não possuam especialistas em estrabismo; além disso, um *software* seguindo toda a metodologia pode ser aplicado pelos especialistas para auxiliá-los no diagnóstico e no plano cirúrgico.

Assim, foram relacionadas as principais contribuições, resultados da pesquisa desenvolvida e algumas sugestões de melhorias que possam ampliar este estudo, bem como auxiliar o desenvolvimento de novas pesquisas relacionadas à utilização de ferramentas computacionais no auxílio ao diagnóstico e ao planejamento cirúrgico do estrabismo.

Referências

AGARWAL, A.; JACOB, S. *Color Atlas of Ophthalmology: The Quick-reference Manual for Diagnosis and Treatment*. [S.l.]: TNY, 2009. 490 p.

AHRQ. *Screening for Visual Impairment in Children Younger than Age 5 Years*. Rockville, MD, USA, 2004. Disponível em: <<http://www.ahrq.gov/clinic/3rduspstf/visionscr/vischrs.htm>>. Acesso em: 17 nov. 2009.

ALMEIDA, J. D. S. *Metodologia Computacional para Detecção Automática de Estrabismo em Imagens Digitais através do Teste de Hirschberg*. Dissertação (Mestrado) — Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Eletricidade, Universidade Federal do Maranhão, São Luís, MA, 2010.

ANTONELLI, J. W.; NETTO, A. A.; DÁRIO, C. D. S.; FERRÉ, L. B.; PEREIRA, M. C. S. R. Prevalência de baixa acuidade visual em crianças de escolas públicas e privadas de tubarão-sc; prevalence of visual impairment in children from public and private schools in the city of tubarão (santa catarina state). *Pediatr. mod*, v. 48, n. 6, 2012.

BICAS, H. Consideraciones sobre los factores mecánicos en la acción de los músculos oculares. *Acta Estrabologica*, n. XXV, p. 161–178, 1996.

BICAS, H. Interpretação dos mecanismos de ação dos procedimentos cirúrgicos em estrabismo. In: *12º Congreso del Consejo Latinoamericano de Estrabismo*. Buenos Aires: [s.n.], 1996. p. 297–306.

BICAS, H. Estrabismos: Da teoria à prática, dos conceitos às suas operacionalizações. *Arquivos Brasileiros de Oftalmologia*, v. 72, n. 5, p. 585–615, 2009.

BRAZ JR, G. *Identificação de Massas em Mamografias Usando Textura, Geometria e Algoritmos de Agrupamento e Classificação*. [S.l.]: Monografia apresentada ao Departamento de Informática da Universidade Federal do Maranhão, 2006.

BRAZ JR, G. *Classificação de Regiões de Mamografias em Massa e Não Massa usando Estatística Espacial e Máquina de Vetores de Suporte*. Dissertação (Mestrado) — Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Eletricidade, Universidade Federal do Maranhão, São Luís, MA, 2008.

BURGISS, S.; GOODRIDGE, S. Multiframe averaging and homomorphic filtering for clarification of dark and shadowed video scenes [4232-75]. In: *Proceedings-Spie The International Society for Optical Engineering*. [S.l.: s.n.], 2000. p. 480–488.

CAMARGO, E. C. G. *Desenvolvimento, implementação e teste de procedimentos geoestatísticos (KRIGEAGEM) no sistema de processamento de informações georreferenciadas (SPRING)*. Dissertação (Mestrado) — Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais, São José dos campos, SP (Brasil), 1997.

CAMBRIDGE, A. L. ORL Face Database:. *Database available at <http://www.cl.cam.ac.uk/research/dtg/attarchive/faceda-tabase.html>*, 2009.

CANNY, J. A computational approach to edge detection. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, IEEE Computer Society Washington, DC, USA, v. 8, n. 6, p. 679–698, 1986.

CESTARI, D. M.; HUNTER, D. G. *Learning Strabismus Surgery: A Case-based Approach*. [S.l.]: LWW, 2012.

CHAI, D.; NGAN, K. Face segmentation using skin-color map in videophone applications. *IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology*, IEEE, v. 9, n. 4, p. 551–564, 1999.

CHANDNA, A.; FISHER, A.; CUNNINGHAM, I.; STONE, D.; MITCHELL, M. Pattern recognition of vertical strabismus using an artificial neural network (strabnet©). *Strabismus*, Informa UK Ltd London, UK, v. 17, n. 4, p. 131–138, 2009.

- CHANG, C.-C.; LIN, C.-J. *LIBSVM – A Library for Support Vector Machines*. 2003. Disponível em: <http://www.csie.ntu.edu.tw/~cjlin/libsvm/>.
- CHOI, R. Y.; KUSHNER, B. J. The accuracy of experienced strabismologists using the hirschberg and krinsky 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*, BMJ Publishing Group Ltd., v. 88, n. 9, p. 1119, 2004.
- CRISTIANINI, N.; SHAWE-TAYLOR, J. *An Introduction to Support Vector Machines and Other Kernel-based Learning Methods*. [S.l.]: Cambridge University Press, Cambridge, UK., 2000.
- CURTIS, T.; MCCLATCHEY, M.; WHEELER, D. Epidemiology of surgical strabismus in saudi arabia. *Ophthalmic epidemiology*, Informa Healthcare New York, v. 17, n. 5, p. 307–314, 2010.
- DIAZ, J. P.; DIAS, C. S. *Strabismus*. [S.l.]: Butterworth Heinemann, Woburn, Massachusetts, EUA, 2000.
- DIAZ, J. P.; DIAS, C. S. Cirurgia do estrabismo. *Estrabismo*. 4^a ed. São Paulo: Livraria Santos Editora, p. 465–514, 2002.
- D’ORAZIO, T.; LEO, M.; GUARAGNELLA, C.; DISTANTE, A. A visual approach for driver inattention detection. *Pattern Recognition*, Elsevier, v. 40, n. 8, p. 2341–2355, 2007.
- DUDA, R. O.; HART, P. E. 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.
- EENMYK, J. V.; AGAH, A.; GIANGIACOMO, J.; CIBIS, G. Artificial Intelligence Techniques for Automatic Screening of Amblyogenic Factors. *Transactions of the American Ophthalmological Society*, American Ophthalmological Society, v. 106, p. 64, 2008.

ESKRIDGE, J.; PERRIGIN, D.; LEACH, N. The hirschberg test: correlation with corneal radius and axial length. *Optometry & Vision Science*, v. 67, n. 4, p. 243, 1990.

FISHER, R. The precision of discriminant functions. *Annals of Human Genetics*, Wiley Online Library, v. 10, n. 1, p. 422–429, 1940.

FOUNDATION, E. *Eclipse IDE*. 2006. Disponível em: <[http://http://www.eclipse.org/downloads/](http://www.eclipse.org/downloads/)>. Acesso em: 08 fev. 2006.

GERACI, A. K. IEEE Standard Glossary of Image Processing and Pattern Recognition Terminology. *Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE) Std*, p. 610–4, 1990.

GIGANTE, E.; EDSON, H.; BICAS, A. Cirurgia monocular para esotropias de grande ângulo: histórico e novos paradigmas. *rqquivos Brasileiros de Oftalmologia*, SciELO Brasil, v. 73, n. 4, p. 379–83, 2010.

GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. *Digital image processing*. [S.l.]: Prentice Hall, NJ, 2002.

GUIMARÃES, R. *Hospital de Olhos de Minas Gerais*. 2009. , Disponível em <http://www.holhos.com.br>. Acesso em 23 de janeiro de 2009.

GUPTA, R.; UNDRILL, P. The use of Texture Analysis to Delineate Suspicious Masses in Mammography. *Phys. Med. Biol*, v. 40, n. 5, p. 835–855, 1995.

HAIR, J. F. J.; ANDERSON, R. E.; L., T. R.; BLACK, W. C. *Análise Multivariada de Dados*. [S.l.]: Bookman, 2005.

HALL, M.; FRANK, E.; HOLMES, G.; PFAHRINGER, B.; REUTEMANN, P.; WITTEN, I. The weka data mining software: an update. *ACM SIGKDD Explorations Newsletter*, ACM, v. 11, n. 1, p. 10–18, 2009.

HARALICK, R. M.; SHANMUGAN, K.; DINSTEN, I. Textural Features for Image Classification. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, v. 3, n.6, p. 610–621, 1973.

- HASEBE, S.; OHKTSUKI, H.; KONO, R.; NAKAHIRA, Y. Biometric confirmation of the Hirschberg ratio in strabismic children. *Investigative ophthalmology & visual science*, ARVO, v. 39, n. 13, p. 2782, 1998.
- HEARST, M. A. Trends & Controversies: Support Vector Machines. *IEEE Intelligent Systems*, v. 13, n. 4, p. 18–28, 1998.
- 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.
- ISAACS, E. H.; SRIVASTAVA, R. M. *Applied geostatistics*. [S.l.]: Oxford University, New York, 1989.
- ISHIZAKI, M.; ZHU, G.; HASEBA, T.; SHAFER, S. S.; KAO, W. W. Expression of collagen I, smooth muscle alpha-actin, and vimentin during the healing of alkali-burned and lacerated corneas. *Investigative ophthalmology & visual science*, ARVO, v. 34, n. 12, p. 3320, 1993.
- JETHANI, J. N. Hirschberg corneal reflex test: Theoretical and experimental observations. In: *AIOC Proceedings 69th*. Ahmedabad: [s.n.], 2010.
- JHLABS. *Java Image Filters*. 2012. Disponível em: <<http://www.jhllabs.com/ip/filters/>>. Acesso em: 04 Set. 2012.
- JOLSON, A. S.; MYLER, H. R.; WEEKS, A. *Apparatus for evaluating eye alignment*. 1992. US Patent 5,094,521.
- JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. *Histologia básica. 8ª Edição*. [S.l.: s.n.], 1999.
- KENNETH, R. *Castleman, Digital image processing*. [S.l.]: Prentice Hall Press, Upper Saddle River, NJ, 1996.
- KHNG, C.; OSHER, R. Evaluation of the relationship between corneal diameter and lens diameter. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, Elsevier, v. 34, n. 3, p. 475–479, 2008.

- KIM, H. J.; KIM, W. Eye Detection in Facial Images Using Zernike Moments with SVM. *ETRI Journal*, Electronics and Telecommunications Research Institute, 161 Gajeong-Dong, Yuseong-Gu, Daejeon, 305-350, South Korea., v. 30, n. 2, p. 335–337, 2008.
- KINOSHITA, S. K.; R., P. R.; HONDA, M. O.; RODRIGUES, J.; AZEVEDO-MARQUES, P. M. An Automatic Method for Detection of the Nipple and Pectoral Muscle in Digitized Mammograms. *Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica (CLAEB 2004)*, 2004.
- KIRSCH, D.; LIMA, C.; YAMAMOTO, M.; ANDRADE, E.; PEREZ, M. Síndrome de brown bilateral associada com hiper mobilidade articular benigna: relato de caso. *Arquivos Brasileiros de Oftalmologia*, SciELO Brasil, v. 70, n. 2, p. 360–2, 2007.
- KRIGE, D. *A statistical approach to some mine valuation and allied problems on the Witwatersrand*. Tese (Doutorado), 1951.
- LACHENBRUCH, P. A.; GOLDSTEIN, M. Discriminant Analysis. *Biometrics*, JSTOR, v. 35, n. 1, p. 69–85, 1979.
- LIBRALÃO, G. L.; NETTO, A. V.; CARVALHO, A. P. L. F.; OLIVEIRA, M. C. F. Determinação de vícios refrativos oculares utilizando Support Vector Machines. *Sba: Controle & Automação Sociedade Brasileira de Automatica*, v. 16, p. 146–158, 2005.
- LIFESPAN. *Amblyopia*. Providence, RI, USA, 2008. Disponível em: <<http://www.lifespan.org/adam/healthillustratedencyclopedia/1/001014.html>>. Acesso em: 17 nov. 2009.
- LIMA, C. A. d. M. *Comitê de Máquinas: Uma abordagem Unificada Empregando Máquinas de Vetores-Suporte*. Tese (Doutorado) — Programa de Pós-graduação da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, SP, 2004.
- LIU, C.; WECHSLER, H. Enhanced fisher linear discriminant models for face recognition. In: IEEE. *Pattern Recognition, 1998. Proceedings. Fourteenth International Conference on*. [S.l.], 1998. v. 2, p. 1368–1372.

LOONEY, C. *Pattern Recognition using Neural Networks: Theory and Algorithms for Engineers and Scientists*. [S.l.]: Oxford University Press, Inc. New York, NY, USA, 1997.

LOPES, A. *Diagnóstico e tratamento*. [S.l.]: Editora Manole Ltda, 2006. 581-582 p.

LORENA, A. C. *Investigação de estratégias para a geração de máquinas de vetores de suporte multiclases*. Tese (Doutorado) — Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação (ICMC), Ciências de Computação e Matemática Computacional-Universidade de São Paulo, 2006.

LUNA, B. F. *Utilização Racional dos Testes Diagnósticos em Cardiologia*. 2007. CASA DA CARDIOPATIA HIPERTENSIVA. Disponível em <http://www.unifesp.br/dmed/cardio/ch/utiliza.htm>.

MAGRAMM, I.; SCHLOSSMAN, A. *et al.* Strabismus in patients over the age of 60 years. *Journal of pediatric ophthalmology and strabismus*, v. 28, n. 1, p. 28, 1991.

MAKRIDAKIS, S.; WHEELWRIGHT, S. C.; HYNDMAN, R. J. *Forecasting methods and applications*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2008.

MEERSMAN, D.; SCHEUNDERS, P.; DYCK, D. V. Detection of Microcalcifications using non-linear Filtering. *Proc. EUSIPCO'98, European Signal Processing Conference*, IV, p. 2465–2468, 1998.

MELO, R. d.; VIEIRA, E. d. A.; CONCI, A. A System to enhance details on partially shadowed images. *by A. Karras, S. Voliotos, M. Rangouse and A. Kokkosis*, p. 309–312, 2005.

MERCK. *Problemas de Saúde na Infância*. 2009. , <http://www.msd-brazil.com>. Acesso em 16 de novembro de 2009.

MILLER, J. M.; MELLINGER, M.; GREIVENKEMP, J.; SIMONS, K. Videographic Hirschberg measurement of simulated strabismic deviations. *Investigative ophthalmology & visual science*, ARVO, v. 34, n. 11, p. 3220, 1993.

- MITCHELL, T. *Machine Learning*. [S.l.]: McGraw Hill, New York, 1997.
- MODEL, D.; EIZENMAN, M. An automated hirschberg test for infants. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, IEEE, v. 58, n. 1, p. 103–109, 2011.
- MODEL, D.; EIZENMAN, M.; STURM, V. Fixation-free assessment of the hirschberg ratio. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, ARVO, v. 51, n. 8, p. 4035–4039, 2010.
- MOTWANI, M.; MOTWANI, R.; HARRIS JR, F. Eye detection using wavelets and ann. *Proceedings of Global Signal Processing Conferences & Expos for the Industry (GSPx)*, Citeseer, 2004.
- NADLER, M.; SMITH, E. *Pattern recognition engineering*. [S.l.]: Wiley New York, NY., 1993.
- NELSON, L.; OLITSKY, S. *Harley's pediatric ophthalmology*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- NOEL, L.; BLOOM, J.; CLARKE, W.; BAWAZEER, A. Retinal perforation in strabismus surgery. *Journal of pediatric ophthalmology and strabismus*, Slack, v. 34, n. 2, p. 115–117, 1997.
- NOORDEN, G. V.; CAMPOS, E. *Binocular vision and ocular motility: theory and management of strabismus*. [S.l.]: Mosby Inc, 2001.
- OLERF. *Amblyopia*. [S.l.], 2008. Disponível em: <<http://www.ohiolionseyeresearch.com/amblyopia.htm>>. Acesso em: 10 nov. 2009.
- ORACLE. *Java development kit*. 2008. Disponível em: <<http://www.oracle.com/technetwork/java/javase/downloads/index.html>>. Acesso em: 29 dez. 2012.
- PENG, K.; CHEN, L.; RUAN, S.; KUKHAREV, G. A robust algorithm for eye detection on gray intensity face without spectacles. *Journal of Computer Science and Technology*, v. 5, n. 3, p. 127–132, 2005.

- POTT, J. W. R.; KINGMA, C.; VERHOEFF, K.; GROOTENDORST, R.; FABER, J. d. The polaroid suppression test in a pediatric population with ophthalmologic disorders. *Journal of American Association for Pediatric Ophthalmology and Strabismus*, Elsevier, v. 7, n. 2, p. 137–141, 2003.
- 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.
- ROMANO, P. E. Individual case photogrammetric calibration of the Hirschberg Ratio (HR) for corneal light reflection test strabometry. *Binocular vision & strabismus quarterly*, v. 21, n. 1, p. 45, 2006.
- ROSENFELD, M.; LOGAN, N. *Optometry: science, techniques and clinical management*. [S.l.]: Butterworth-Heinemann, 2009.
- SBO. *Glossário da Sociedade Brasileira de Oftalmologia*. [S.l.], 2012. Disponível em: <<http://www.sboportal.org.br/site2/glossario.asp>>. Acesso em: 10 jan. 2012.
- SCHAEFFEL, F. Kappa and hirschberg ratio measured with an automated video gaze tracker. *Optometry & Vision Science*, LWW, v. 79, n. 5, p. 329–334, 2002.
- SCHWARTZ, G. *The eye exam: a complete guide*. [S.l.]: Slack Incorporated, 2006.
- SILVA, A.; GATTASS, M.; CARVALHO, P. Analysis of Spatial Variability using Geostatistical Functions for Diagnosis of Lung Nodule in Computerized Tomography Images. *Pattern Analysis and Applications*, Springer, v. 7, n. 3, p. 227–234, 2004.
- SILVA, A. C. *Algoritmos para Diagnóstico Assistido de Nódulos Pulmonares Solitários em Imagens de Tomografia Computadorizada*. Tese (Doutorado) — Programa de Pósgraduação em Informática, Pontifícia Universidade Católica, Rio de Janeiro, RJ, 2004.
- SIMONS, H. *Neural networks: a comprehensive foundation*. [S.l.]: Prentice Hall, 1999.

- SINGH, S. *SquintMaster Software*. 2012. Disponível em: <<http://www.squintmaster.com>>. Acesso em: 08 jun. 2012.
- SMOLA, A.; SCHÖLKOPF, B. A tutorial on support vector regression. *Statistics and computing*, Springer, v. 14, n. 3, p. 199–222, 2004.
- SMOLA, A. J.; BARTLETT, P.; SCHÖLKOPF, B.; SCHUURMANS, D. *Advances in large margin classifiers*. [S.l.]: MIT Press, Waterloo, 2000.
- SOLER, L. S. *Uso de Radar de Abertura Sintética na Detecção de Manchas de Óleo na Superfície do Mar a partir de Classificação Textural na Região da Bacia de Campos–RJ*. Dissertação (Mestrado) — Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais, São José dos Campos, SP, 2000.
- SONKA, M.; HLAVAC, V.; BOYLE, R. Image processing, analysis, and machine vision, Brooks. *Cole Publishing Company*,, v. 2, p. 5, 1999.
- SOUSA JR, O. S. *Método de reconhecimento pessoal através da íris usando funções geoestatísticas*. Dissertação (Mestrado) — Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Eletricidade, Universidade Federal do Maranhão, São Luís, MA, 2006.
- SOUZA JR., O. S. S.; SILVA, A. C.; ABDELOUAH, Z. Personal Identification Based on Iris Texture Analysis Using Semivariogram and Correlogram Functions. *International Journal for Computational Vision and Biomechanics*, Serials Publications - New Delhi, India, v. 2, n. 1, 2009.
- SOUZA, M. B.; TOMIKAWA, V. O.; OLIVEIRA, B. F.; POLATI, M. Uso da rede neural artificial no planejamento cirúrgico da correção do estrabismo. *Arquivos Brasileiros de Oftalmologia*, v. 67, n. 5, p. 459–52, 2004.
- SPSS, L. T. SPSS:statistical package for the social sciences 11.0 for windows. Disponível em: <http://www.spss.com>. 2003.
- SUBHARNGKASEN, I. Successful amblyopia therapy by using synoptophore. *Journal of the Medical Association of Thailand= Chotmaihet thangphaet*, v. 86, p. S556, 2003.

SUN. *JAI, Java Advanced Image API*. 2007. SUN. Disponível em <http://java.sun.com/javase/technologies/desktop/media/jai/>.

TAKEGAMI, T.; GOTOH, T.; KAGEI, S.; MINAMIKAWA-TACHINO, R. A hough based eye direction detection algorithm without on-site calibration. In: *Proc. 7th Digital Image Computing: Techniques and Applications*. [S.l.: s.n.], 2003. p. 10–12.

TECHS, E. O. *Hirschberg Simulator*. [S.l.], 2009. Disponível em: <http://eyeontechs.com/>. Acesso em: 13 jan. 2009.

USP. *Curso Básico de Oftalmologia*. São Paulo, SP, Brasil., 2012. Disponível em: <http://oftalmologiausp.com.br/imagens/capitulos/Capitulo%201.pdf>. Acesso em: 22 Dez. 2012.

VAPNIK, V. *Statistical learning theory new york*. NY: *Wiley*, 1998.

VAPNIK, V.; GOLOWICH, S. E.; SMOLA, A. Support vector method for function approximation, regression estimation, and signal processing. *Advances in neural information processing systems*, MORGAN KAUFMANN PUBLISHERS, p. 281–287, 1997.

VAPNIK, V. N. *The Nature of Statistical Learning Theory*. [S.l.]: Springer Verlag, New York, 1995.

WANG, P.; GREEN, M. B.; JI, Q.; WAYMAN, J. Automatic eye detection and its validation. In: CITESEER. *Proceedings of the 2005 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'05)-Workshops*. [S.l.], 2005. p. 164.

WANG, Q.; YANG, J. Eye detection in facial images with unconstrained background. *Journal of Pattern Recognition Research*, v. 1, n. 1, p. 55, 2008.

WHEELER, M. Objective strabismometry in young children. *Transactions of the American Ophthalmological Society*, American Ophthalmological Society, v. 40, p. 547, 1942.

WITTEN, I. H.; FRANK, E. *Data Mining: Practical machine learning tools and techniques*. [S.l.]: Morgan Kaufmann, 2005.

WRIGHT, K.; FARZAVANDI, S.; THOMPSON, L. *Color atlas of strabismus surgery: strategies and techniques*. [S.l.]: Springer Verlag, 2007.

APÊNDICE A

Resultado Diagnóstico

Tabela A.1: Comparativo do resultado do diagnóstico em PPO utilizando configuração de $DL = 11mm$ e $15\Delta/mm$. ID = idenficador do paciente, TH = tipo de desvio horizontal, DH = valor do desvio horizontal em Δ ; TV = tipo de desvio vertical; DV = valor do desvio vertical em Δ e FIX = olho fixador.

ESPECIALISTA						MÉTODO				
ID	TH	DH	TV	DV	FIX.	TH	DH	TIPO	TV	FIX.
1	ORTO	10	ORTO	0	OE	XT	12,22	HoT	3,06	OE
2	ORTO	0	ORTO	0	OE	XT	7,86	HoT	3,93	OE
3	XT	25	ORTO	0	OD	XT	27,5	HoT	5,84	OD
4	XT	50	ORTO	0	OE	XT	55	HoT	6,54	OE
6	XT	40	ORTO	0	OE	XT	40,33	HoT	6,63	OE
7	XT	30	HT	15	OE	XT	22,69	HoT	4,12	OE
8	ET	55	HT	15	OE	ET	36,67	HT	0,61	OE
10	ET	20	HT	15	OD	ET	21,39	HT	18,33	OD
11	XT	55	HoT	10	OD	XT	46,75	HoT	16,89	OD
14	XT	25	ORTO	0	OE	XT	26,76	HoT	0,23	OE
15	XT	45	ORTO	0	OE	XT	42,78	HoT	0,63	OE
16	XT	30	ORTO	0	OD	XT	30,25	HoT	4,81	OD
17	ET	35	ORTO	0	OE	ET	26,69	HT	2,29	OE
18	ET	30	ORTO	0	OE	ET	15,47	HoT	0,15	OE
21	XT	30	ORTO	0	OD	XT	23,02	HoT	0,17	OD
23	ET	45	ORTO	0	OD	ET	36,67	HoT	13,87	OD
25	ET	20	ORTO	0	OE	ET	10	HoT	4,58	OE
26	ET	25	ORTO	0	OE	ET	16,99	ORTO	0	OE
27	XT	20	HT	6	OE	XT	21,84	HoT	2,43	OE
28	ET	50	ORTO	0	OE	ET	45,24	HoT	4,74	OE
29	ET	15	ORTO	0	OE	ET	11,11	ORTO	0	OE
30	ET	20	HT	10	OE	ET	10,76	HT	3,59	OE
31	ET	35	ORTO	0	OD	ET	17,84	HoT	4,46	OD
32	XT	30	HoT	5	OD	XT	18,11	HoT	0,47	OD
33	ET	20	ORTO	0	OE	ET	12,07	HT	3,74	OE
37	XT	20	ORTO	0	OD	XT	13,75	HoT	2,29	OD
38	ET	20	HT	4	OD	XT	10,69	HT	1,53	OE
39	XT	35	ORTO	0	OD	XT	31,22	HoT	2,17	OD
40	ET	20	HoT	10	OE	ET	14,44	HT	4,13	OE
41	ORTO	0	ORTO	0	AMBOS	XT	8,68	HoT	2,29	OE
42	ORTO	0	ORTO	0	AMBOS	XT	6,69	HoT	4,46	OD
43	ORTO	0	ORTO	0	AMBOS	XT	8,92	HoT	0	AMBOS
44	ORTO	0	ORTO	0	AMBOS	XT	5,5	HT	1,83	OE

Tabela A.2: Comparativo do resultado do diagnóstico em SUPRA utilizando configuração de $DL = 11mm$ e $15\Delta/mm$. ID = idenficador do paciente, TH = tipo de desvio horizontal, DH = valor do desvio horizontal em Δ ; TV = tipo de desvio vertical; DV = valor do desvio vertical em Δ e FIX = olho fixador.

ID	ESPECIALISTA					MÉTODO				
	TH	DH	TV	DV	FIX.	TH	DH	TIPO	TV	FIX.
1	ORTO	10	ORTO	0	OE	XT	9,17	HoT	3,06	OD
2	ORTO	0	ORTO	0	OE	XT	9,43	HoT	2,77	OE
3	XT	30	ORTO	0	OD	XT	32,5	HoT	8,04	OD
4	XT	80	ORTO	0	OE	XT	66	HoT	7,71	OE
6	XT	40	ORTO	0	OE	XT	44,42	HoT	9,52	OE
7	ORTO	0	ORTO	0	AMBOS	XT	17,84	HoT	1,54	OE
8	ET	35		20	OE	ET	21,84	HT	0	OE
10	ET	20	HT	20	OD	ET	24,44	HT	8,02	OD
11	XT	50	HoT	12	OD	XT	40	HoT	15,58	OD
14	XT	20	HT	5	OE	XT	10	HT	4,58	OE
15	XT	40	ORTO	0	OE	XT	36,98	HoT	3,64	OE
16	XT	25	ORTO	0	OD	XT	23,57	HoT	2,38	OD
17	ET	35	ORTO	0	OE	ET	39,72	HoT	3,27	OE
18	ORTO	10	ORTO	0	OE	XT	2,75	HoT	2,75	OD
21	XT	30	ORTO	0	OD	XT	32,57	HoT	4,34	OD
23	ET	45	HoT	10	OD	ET	40,19	HoT	16,78	OD
25	ET	20	ORTO	0	OE	ET	7,28	HoT	2,56	OE
26	ET	25	ORTO	0	OE	ET	24,26	HoT	0,39	OE
28	ET	50	ORTO	0	OE	ET	46,41	HoT	4,58	OE
29	ET	10	ORTO	0	OD	XT	8,59	HoT	1,72	OD
30	ET	20	ORTO	0	OE	ET	8,25	ORTO	0	OE
31	ET	30	ORTO	0	OD	ET	18,56	HoT	2,11	OD
32	XT	30	ORTO	0	OD	XT	21,71	HoT	1,85	OD
33	ET	20	ORTO	0	OE	XT	4,02	ORTO	0	OD
34	XT	30	ORTO	0	OD	XT	28,22	HoT	0,06	OD
37	XT	30	ORTO	0	OD	XT	36,4	HT	4,09	OD
40	ET	20	HoT	10	OE	ET	14,44	HoT	10,31	OE
41	ORTO	0	ORTO	0	AMBOS	XT	8,68	HoT	7,12	OD
42	ORTO	0	ORTO	0	AMBOS	XT	6,69	HoT	2,42	OE
43	ORTO	0	ORTO	0	AMBOS	XT	10	HoT	4,33	OE
44	ORTO	0	ORTO	0	AMBOS	XT	7,33	ORTO	0	OE

Tabela A.3: Comparativo do resultado do diagnóstico em INFRA utilizando configuração de $DL = 11mm$ e $15\Delta/mm$. ID = identificador do paciente, TH = tipo de desvio horizontal, DH = valor do desvio horizontal em Δ ; TV = tipo de desvio vertical; DV = valor do desvio vertical em Δ e FIX = olho fixador.

ID	ESPECIALISTA					MÉTODO				
	TH	DH	TV	DV	FIX.	TH	DH	TIPO	TV	FIX.
1	ORTO	0	HT	15		XT	8,25	HT	5,32	OD
2	ORTO	0	ORTO	0	AMBOS	XT	10	HoT	6,29	OE
3	XT	30	ORTO	0	OD	XT	24,26	ORTO	0	OD
4	XT	50	ORTO	0	OE	XT	53,94	HoT	4,36	OE
5	XT	50	ORTO	0	OD	XT	46,28	HoT	10	OD
6	XT	40	ORTO	0	OE	XT	35,36	HoT	17,6	OE
7	XT	30	HT	20	OE	XT	25,6	HoT	5,5	OE
10	ET	20	HT	20	OD	ET	24,44	HT	10	OD
11	XT	55	HoT	6	OD	XT	39,72	HT	2,27	OD
14	XT	20	HT	5	OE	XT	26,61	HT	7,98	OE
15	XT	45	ORTO	0	OE	XT	39,72	HoT	2,84	OE
16	XT	25	ORTO	0	OD	XT	30,56	ORTO	0	OD
17	ET	35	ORTO	5	OE	ET	25	HT	8,16	OE
18	ET	40	ORTO	0	OE	ET	39,83	HoT	5,69	OE
21	XT	20	ORTO	5	OD	XT	17,84	ORTO	0	OD
23	ET	40	ORTO	0	OD	ET	33,45	HoT	11,15	OD
25	ET	20	ORTO	0	OE	ET	12,13	HoT	4,85	OE
26	ET	25	ORTO	0	OE	ET	17,84	HoT	2,29	OE
27	XT	35	ORTO	0	OD	XT	30,94	HT	2,58	OD
28	ET	50	ORTO	0	OE	ET	45,83	HoT	6,11	OE
29	ET	15	ORTO	0	OE	ET	8,59	ORTO	0	OE
30	ET	20	HT	10	OE	ET	10	HT	7,67	OE
31	ET	35	ORTO	0	OE	ET	25	HoT	2,23	OE
32	XT	30	ORTO	5	OD	XT	22,69	HoT	3,97	OD
33	ET	20	ORTO	5	OE	ET	14,44	HT	4,12	OE
34	XT	20	ORTO	0	OD	XT	22,3	ORTO	0	OD
37	XT	20	ORTO	0	OD	XT	15,2	HT	2,23	OD
39	XT	35	ORTO	0	OD	XT	35	HoT	1,69	OD
40	ET	20	HoT	10	OE	ET	8,92	HoT	15,94	OE
41	ORTO	0	ORTO	0		XT	6,51	HoT	2,29	OE

Tabela A.4: Comparativo do resultado do diagnóstico em LEVO utilizando configuração de $DL = 11mm$ e $15\Delta/mm$. ID = identificador do paciente, TH = tipo de desvio horizontal, DH = valor do desvio horizontal em Δ ; TV = tipo de desvio vertical; DV = valor do desvio vertical em Δ e FIX = olho fixador.

ID	ESPECIALISTA					MÉTODO				
	TH	DH	TV	DV	FIX.	TH	DH	TIPO	TV	FIX.
1	ET	10	HoT	0	OE	XT	12,22	HoT	6,32	OE
2	ORTO	0	ORTO	0	OE	XT	8,68	HoT	0,17	OE
3	XT	30	ORTO	0	OD	XT	28,36	HoT	4,55	OE
4	XT	50	ORTO	0	OE	XT	53,04	HoT	12,44	OE
5	XT	50	ORTO	0	OD	XT	40,41	HoT	20,27	OD
8	ET	50	HT	30	OD	ET	49,5	HoT	10,15	OD
11	XT	80	ORTO	0	OE	XT	68,75	ORTO	0	OE
14	XT	20	HT	5	OE	XT	16,99	HT	2,43	OE
15	XT	35	ORTO	0	OE	XT	35,36	HoT	3,15	OE
16	XT	25	ORTO	0	OD	XT	33	HoT	2,92	OD
17	ET	35	HT	5	OE	ET	28,45	HT	8,53	OE
18	ET	30	ORTO	0	OE	ET	24,75	HT	0,17	OE
20	XT	50	ORTO	0	OE	XT	58,24	HoT	9,71	OE
21	XT	30	ORTO	0	OE	XT	35,68	HoT	2,58	OE
23	ET	40	HoT	10	OD	ET	31,73	HoT	8,35	OD
25	ET	20	ORTO	0	OE	ET	10	HoT	2,6	OE
26	ET	25	ORTO	0	OE	ET	15	ORTO	0	OE
27	XT	30	HoT	6	OE	XT	22,5	HoT	12,65	OE
29	ET	15	ORTO	0	OE	XT	10,76	ORTO	0	OD
30	ET	20	HoT	10	OE	XT	5,76	HoT	2,11	OD
31	ET	30	HT	10	OE	ET	16,92	HT	16,92	OE
32	XT	30	HoT	5	OD	XT	22,69	HoT	0,11	OD
33	ET	20	HT	10	OD	ET	17,27	HT	3,84	OD
34	XT	15	ORTO	0	OD	XT	12,07	HT	2,01	OD
37	XT	20	ORTO	0	OD	XT	14,14	HoT	2,36	OD
39	XT	35	ORTO	0	OD	XT	22,92	HoT	4,99	OD
40	ET	20	HoT	10	OE	ET	10,86	HoT	4,56	OE
41	ORTO	0	ORTO	0	AMBOS	XT	14,56	HoT	4,85	OE
42	ORTO	0	ORTO	0	AMBOS	XT	8,68	HoT	2,28	OE
43	ORTO	0	ORTO	0	AMBOS	XT	14,56	HoT	1,75	OE

Tabela A.5: Comparativo do resultado do diagnóstico em DEXTRO utilizando configuração de $DL = 11mm$ e $15\Delta/mm$. ID = identificador do paciente, TH = tipo de desvio horizontal, DH = valor do desvio horizontal em Δ ; TV = tipo de desvio vertical; DV = valor do desvio vertical em Δ e FIX = olho fixador.

ID	ESPECIALISTA					MÉTODO				
	TH	DH	TV	DV	FIX.	TH	DH	TIPO	TV	FIX.
1	ORTO	0	ORTO	0	OD	XT	2,84	ORTO	0	OD
2	ORTO	0	HoT	15	OE	XT	8,92	HoT	5,82	OE
3	XT	30	ORTO	0	OD	XT	33	HT	6,19	OD
4	XT	50	ORTO	0	OE	XT	54,21	HoT	2,07	OE
5	XT	50	ORTO	0	OD	XT	50,51	HoT	0,25	OD
6	XT	40	ORTO	0	OE	XT	38,92	HoT	4,29	OE
7	XT	30	HT	20	OE	XT	23,57	HT	10	OE
8	ET	50	ORTO	0	OE	ET	47,6	HoT	0,98	OE
10	ET	20	HT	10	OD	ET	8,53	HT	19,91	OD
11	XT	55	HoT	12	OD	XT	53,8	HoT	19,95	OD
14	XT	20	ORTO	5	OE	XT	16,04	HoT	0,27	OE
15	XT	45	ORTO	0	OE	XT	30,25	ORTO	0	OE
16	XT	25	ORTO	0	OD	XT	33,61	HoT	0,79	OD
18	ET	50	ORTO	0	OE	ET	51,21	HoT	0,55	OE
21	XT	25	ORTO	0	OD	XT	29,62	HoT	4,23	OD
23	ET	35	ORTO	0	OD	ET	14,56	HoT	4,46	OD
25	ET	20	ORTO	0	OE	ET	13,38	HoT	2,29	OE
26	ET	30	ORTO	0	OE	ET	21,84	HoT	7,28	OE
29	ET	15	ORTO	0	OE	XT	8,97	HoT	1,65	OD
30	ET	20	HT	10	OE	ET	18,11	HT	10,06	OE
32	XT	35	HoT	5	OD	XT	22,13	HoT	0,87	OD
33	ET	25	ORTO	5	OE	ET	22,69	HT	1,87	OE
36	XT	30	HT	4	OD	XT	9,38	HoT	3,93	OE
37	XT	20	ORTO	0	OD	XT	16,04	HT	2,17	OD
39	XT	35	ORTO	0	OD	XT	22,3	HoT	6,69	OD
41	ORTO	0	ORTO	0	AMBOS	XT	8,46	HoT	4,12	OE
43	ORTO	0	ORTO	0	AMBOS	XT	8,25	HoT	0,33	OE