

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL

FACULDADE DE INFORMÁTICA

**MEDIÇÃO DA TORÇÃO OCULAR ATRAVÉS DE ANÁLISE
DE FLUXO ÓPTICO DIRETO**

BRUNO KONZEN STAHL

Dissertação apresentada como requisito parcial
à obtenção do grau de Mestre em Ciência da
Computação na Pontifícia Universidade
Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Márcio Sarroglia Pinho

Porto Alegre

2015

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

S781m Stahl, Bruno Konzen

Medição da torção ocular através de análise de fluxo óptico
direto / Bruno Konzen Stahl. – 2015.

117 p.

Diss. (Mestrado) – Faculdade de Informática, PUCRS.
Orientador: Prof. Dr. Márcio Sarroglia Pinho.

1. Torção Ocular. 2. Processamento de Imagens.
3. Computação Gráfica. 4. Engenharia Biomédica. I. Pinho,
Márcio Sarroglia. II. Título.

CDD 23 ed. 610.28

Ramon Ely CRB 10/2165
Setor de Tratamento da Informação da BC-PUCRS



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
FACULDADE DE INFORMÁTICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DA COMPUTAÇÃO

TERMO DE APRESENTAÇÃO DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Dissertação intitulada "Medição da Torção Ocular Através de Análise de Fluxo Óptico Direto" apresentada por Bruno Konzen Stahl como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre em Ciência da Computação, aprovada em 17 de dezembro de 2015 pela Comissão Examinadora:

Prof. Dr. Márcio Sarroglia Pinho –
Orientador

PPGCC/PUCRS

Profa. Dra. Isabel Harb Manssour –

PPGCC/PUCRS

Prof. Dr. Alexandre Cardoso -

UFU

Homologada em...../...../....., conforme Ata No. pela Comissão Coordenadora.

Prof. Dr. Luiz Gustavo Leão Fernandes
Coordenador.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus amigos e familiares que acompanharam de perto os meus estudos nesses últimos anos. Vocês são testemunhas da realização de um sonho. Muito obrigado pelo carinho, apoio e companheirismo.

AGRADECIMENTOS

À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul e ao Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação (PPGCC), pela oportunidade de realizar o curso, por fomentar projetos de pesquisa e parcerias com empresas da Tecnologia da Informação (TI), pela excelente infraestrutura disponibilizada e principalmente por construir um curso que é referência de qualidade.

Ao Prof. Dr. Márcio Sarroglia Pinho, por orientar esse trabalho com excelência, por mostrar grande interesse pela área estudada e principalmente por desprender tempo para realização de reuniões semanais e também para vasta quantidade de revisões realizadas.

À Prof^ª. Dr. Isabel Harb Manssour, pelo apoio, confiança e importantes orientações encaminhadas durante a banca do Plano de Ensino e Pesquisa (PEP) e Seminário de Andamento.

Ao Dr. Maurício Tavares, pelo apoio e também pelo empréstimo do equipamento de vídeo oculografia utilizado para aquisição dos vídeos de torção ocular.

Meus agradecimentos aos amigos Ms. Gregory Feijó, Pedro Costa Klein, Vicenzo Abichequer e Augusto Weiland, companheiros do Grupo de Realidade Virtual (GRV) e irmãos na amizade que fizeram parte da minha formação.

À diretora Arlete Roncatto Accurso e ao Prof. Carlos Henrique de Souza Rostirolla, por permitiram a conciliação dos meus estudos com o meu trabalho no Instituto SENAI de Tecnologia Calçado e Logística em Novo Hamburgo.

Aos meus pais, Reni Luiz Stahl e Lucema Maria Konzen Stahl, pelo amor, incentivo e apoio incondicional.

À minha irmã, Carla Konzen Stahl, pelo paciente trabalho de revisão da redação escrita em língua estrangeira.

A todos que direta ou indiretamente fizeram parte da minha formação, o meu muito obrigado.

MEDIÇÃO DA TORÇÃO OCULAR ATRAVÉS DE ANÁLISE DE FLUXO ÓPTICO DIRETO

RESUMO

A medição de movimento dos olhos é realizada através de exames chamados de Videonistagmografia. Os equipamentos disponíveis atualmente, capturam movimentos de deslocamento horizontal e vertical chamados de nistagmos. Estes equipamentos, entretanto, não capturam o movimento da torção ocular, que é também importante, pois fornece indicadores para diagnosticar doenças do equilíbrio, tonturas, enjoos em viagens terrestres, marítimas e até mesmo espaciais. Os métodos convencionais usados para estas medições capturam vídeos dos olhos e determinam os ângulos de torção no globo ocular com base no contraste de características da íris ou de terminações de vasos sanguíneos conjuntivais. Nesses métodos a imagem circular da íris é convertida em uma imagem retangular através de uma transformação polar. Esse processo permite converter um movimento de torção em um deslocamento horizontal, facilitando a aplicação de técnicas de rastreamento, como Fluxo Óptico e Template Matching (TM). Estes métodos operam de maneira satisfatória quando, entre dois quadros de um vídeo, não ocorre o deslocamento do centro do olho. Entretanto, este deslocamento é bastante comum, o que reduz a precisão da medição, pois pequenos deslocamentos de 1 pixel entre os eixos de torção das imagens podem ocasionar erros na faixa de $1,0^\circ$. Para solucionar este problema, este trabalho propõe um novo método que permite minimizar essas variações, possibilitando a medição de ângulos de torção ocular com maior precisão que os métodos convencionais. O método proposto aplica a técnica de fluxo óptico Lucas-Kanade Pyrm (LKP) diretamente na imagem da íris, gerando informações adicionais que permitem corrigir os deslocamentos dos olhos antes da realização do cálculo do ângulo de torção. Nesse estudo, as imagens dos movimentos oculares rotacionais foram capturados em seis indivíduos. Para avaliação do método, os resultados foram comparados com dados obtidos por medição visual assistida. Nos resultados, o método proposto foi capaz de medir

movimentos de torção ocular com uma média de erro menor ou igual a 0,15 graus a uma velocidade de processamento próximo a 30 FPS, mesmo na presença de reflexos e variação no diâmetro da pupila. Nesse estudo o método proposto teve erro máximo de 0,69 graus. Esses resultados apontam que o método proposto tem maior precisão e desempenho equivalente aos métodos convencionais.

Palavras-Chave: Doenças do Equilíbrio, Torção Ocular, Videonistagmografia (VNG), Fluxo Óptico, Lucas-Kanade Pyrm (LKP).

MEASUREMENT OF OCULAR TORSION THROUGH DIRECT OPTICAL FLOW

ABSTRACT

Eye movement measurement is done through exams called videonystagmography. Equipment currently available captures horizontal and vertical displacement movements called nystagmus. This equipment, however, do not capture ocular torsion movements, which are also important because they provide indicators to diagnose diseases such as balance disorders, motion sickness, seasickness, dizziness, and even space sickness. Conventional methods used for these measurements capture videos of the eyes and determine the torsion angles in the eye based on the contrast of the iris characteristics or terminations of conjunctival blood vessels. In these methods, the circular image of the iris is converted into a rectangular image through a polar transformation. This process allows converting a twisting motion into a horizontal displacement, facilitating the administration of screening techniques such as Optical Flow and Template Matching (TM). These methods operate satisfactorily when, between two frames of a video, there is no displacement of the center of the eye. However, this displacement is quite common and reduces measurement accuracy, once displacements as small as one pixel between images of the torsional axes can lead to errors in the range of 1.0° . To solve this problem, this paper proposes a new method which minimizes these variations, enabling the measurement of ocular torsion angles more accurately than conventional methods. In this study, the images of the ocular rotational movements were captured in six subjects. For evaluation of the method, the results were compared with data obtained by assisted visual measurement. In the results, the proposed method was capable of measuring ocular torsional motions with an average error smaller or equal to 0.15 degrees at a processing speed near 30 FPS, even with reflexes and variation in pupil diameter. In this study, the proposed method has a maximum error of 0.69 degrees. These results indicate that the proposed method has higher accuracy and performance equivalent to conventional methods.

Keywords: Balance Disorders, Ocular Torsion, Videonystagmography (VNG), Optical Flow, Lucas-Kanade Pyrm (LKP).

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1 – Equação de Lucas-Kanade	44
Equação 2 – Sistema de equações de Lucas-Kanade.....	44
Equação 3 – Cálculo do tamanho da região da íris.....	52
Equação 4 – Cálculo do deslocamento de centro de cada característica	59
Equação 5 – Cálculo do deslocamento de centro	59
Equação 6 – Cálculo do ângulo de torção.....	61
Equação 7 – Cálculo do sentido de torção via produto vetorial.....	63
Equação 8 – Cálculo do erro da medição da torção angular (graus)	78
Equação 9 – Cálculo do erro médio (graus).....	78
Equação 10 – Cálculo do erro mínimo (graus).....	78
Equação 11 – Cálculo do erro máximo (graus)	78
Equação 12 – Cálculo de velocidade (FPS).....	78

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Sistema Vestibular.....	21
Figura 2 – Tipos de nistagmos	22
Figura 3 – Cadeira giratória.....	24
Figura 4 – Intorção e extorsão.....	24
Figura 5 – Head Impulse Test.....	26
Figura 6 – Disposição de eletrodos no exame de eletronistagmografia	26
Figura 7 – Sistemas de vídeo oculografia (VOG).....	28
Figura 8 – Anatomia do olho humano.....	30
Figura 9 – Imagens de olhos capturadas por câmeras convencionais e com iluminação infravermelho	32
Figura 10 – Imagem da íris transformada em uma imagem retangular.....	33
Figura 11 – Sistema de vídeo oculografia experimental	34
Figura 12 – Vídeo oculografia - EyeSeeCam	35
Figura 13 – Imagem da íris transformada em uma imagem retangular.....	35
Figura 14 – Áreas escuras com bordas luminosas na íris.....	36
Figura 15 – Deslocamento da região de <i>template</i>	37
Figura 16 – Dilatação da pupila.....	38
Figura 17 – Vaso sanguíneo conjuntivo do olho.....	38
Figura 18 – Vídeo oculografia com iluminação infravermelho e azul	39
Figura 19 – Segmentação dos vasos sanguíneos conjuntivos.....	40
Figura 20 – Medição da torção do olho	40
Figura 21 – Exemplo da técnica de Fluxo Óptico	42
Figura 22 – Análise da derivada da intensidade em regiões da imagem	43
Figura 23 – <i>Etapas do método proposto</i>	47

Figura 24 – Região de interesse	49
Figura 25 – Tamanho da íris.....	49
Figura 26 – <i>Histograma da imagem do globo ocular</i>	50
Figura 27 – <i>Processo de segmentação da pupila</i>	51
Figura 28 – Posição do centro e tamanho da pupila	51
Figura 29 – Região da íris e imagem da íris recortada.....	52
Figura 30 – Gráfico de desempenho da técnica Lucas-Kanade Pym (LKP) ...	53
Figura 31 – Rastreamento de características.....	54
Figura 32 – Deslocamento de características na região da íris.....	56
Figura 33 – Rastreamento de características sem deslocamento de centro	57
Figura 34 – Rastreamento de características com deslocamento de centro horizontal para direita.....	57
Figura 35 – Detecção de deslocamento de centro de cada característica	58
Figura 36 – Deslocamento de características na região da íris.....	60
Figura 37 – Características desconsideradas no cálculo do ângulo.....	61
Figura 38 – Ângulo e sentido de torção.....	62
Figura 39 – Gráfico da medição angular das características rastreadas.....	63
Figura 40 – Sistema VOG experimental I.....	64
Figura 41 – Sistema VOG experimental II.....	65
Figura 42 – Movimentos da cabeça para geração de nistagmos torsionais.....	66
Figura 43 – Vídeos de nistagmos torcionais obtidos com o sistema VOG experimental I.....	67
Figura 44 – Vídeo de nistagmos torcionais obtidos com o VOG de Witt.....	68
Figura 45 – Vídeo de nistagmos torcionais de paciente com neurite vestibular.....	68
Figura 46 – Vídeo de nistagmos torcionais produzido.....	69

Figura 47 – Marcação de características na íris.....	71
Figura 48 – Demarcação da pupila	72
Figura 49 – Obtenção das bordas de características da íris	73
Figura 50 – Demarcação de características (bordas desalinhadas).....	74
Figura 51 – Demarcação de características (bordas alinhadas)	75
Figura 52 – Processos dos métodos PolarFlow, Direct e DirectFlow	77
Figura 53 – Vetor de deslocamento do centro de torção das imagens oculares	79
Figura 54 – Gráficos do ângulo de torção calculado para o vídeo 1	80
Figura 55 – Gráficos de erro dos métodos para o vídeo 1	81
Figura 56 – Histograma de erros para o vídeo 1	82
Figura 57 – Gráfico do ângulo de torção calculado para o vídeo 2	83
Figura 58 – Gráfico de erro dos métodos para o vídeo 2	84
Figura 59 – Histograma de erros para o vídeo 2.....	85
Figura 60 – Gráfico do ângulo de torção calculado para o vídeo 3	86
Figura 61 – Gráfico de erro dos métodos para o vídeo 3	87
Figura 62 – Histograma de erros para o vídeo 3	88
Figura 63 – Gráfico do ângulo de torção calculado para o vídeo 4	89
Figura 64 – Gráfico de erro dos métodos para o vídeo 4	90
Figura 65 – Histograma de erros para o vídeo 4	91
Figura 66 – Gráfico do ângulo de torção calculado para o vídeo 5	92
Figura 67 – Gráfico de erro dos métodos para o vídeo 5	93
Figura 68 – Histograma de erros para o vídeo 5.....	94
Figura 69 – Gráfico do ângulo de torção calculado para o vídeo 6	95
Figura 70 – Gráfico de erro dos métodos para o vídeo 6	96

Figura 71 – Histograma de erros para o vídeo 6	97
Figura 72 – Deslocamentos de centro inseridos em cada quadro.....	98
Figura 73 – Gráfico do ângulo de torção calculado para o vídeo 7	99
Figura 74 – Gráfico de erro dos métodos para o vídeo 7	100
Figura 75 – Histograma de erros para o vídeo 7	101
Figura 76 – Histograma de erro mínimo agrupado por vídeo	103
Figura 77 – Gráfico de erro médio agrupado por vídeo.....	103
Figura 78 – Gráfico de erro máximo agrupado por vídeo	104
Figura 79 – Gráfico da média de erro mínimo, médio e máximo agrupado por método	104
Figura 80 – Gráfico de desempenho dos métodos.....	105

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Métodos para detecção de nistagmos torsionais	41
Tabela 2 – Técnicas de Fluxo Óptico	45
Tabela 3 – Resultados de precisão de técnicas de rastreamento	55
Tabela 4 – Especificações dos vídeos de nistagmos torsionais	70
Tabela 5 – Resultados da precisão e velocidade para o vídeo 1.....	79
Tabela 6 – Resultados da precisão e velocidade para o vídeo 2.....	82
Tabela 7 – Resultados da precisão e velocidade para o vídeo 3.....	85
Tabela 8 – Resultados da precisão e velocidade para o vídeo 4.....	88
Tabela 9 – Resultados da precisão e velocidade para o vídeo 5.....	91
Tabela 10 – Resultados da precisão e velocidade para o vídeo 6.....	94
Tabela 11 – Resultados da precisão e velocidade para o vídeo 7	98
Tabela 12 – Impacto dos deslocamentos na precisão dos métodos	102
Tabela 13 – Resultados da precisão e velocidade	105
Tabela 14 – Resultados de precisão de técnicas de rastreamento	117

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
2	EQUILÍBRIO HUMANO.....	20
2.1	SISTEMA VESTIBULAR	21
2.2	TESTES DE FUNÇÃO VESTIBULAR (TFV)	25
3	ANÁLISE DE NISTAGMOS TORSIONAIS POR PROCESSAMENTO DE IMAGEM.....	30
3.1	ANATOMIA DO OLHO HUMANO.....	30
3.2	MÉTODOS PARA DETECÇÃO DE NISTAGMOS TORSIONAIS	31
3.3	FLUXO ÓPTICO.....	41
4	MÉTODO DESENVOLVIDO.....	46
4.1	CALIBRAÇÃO.....	48
4.2	CÁLCULO DO CENTRO E TAMANHO DA PUPILA	50
4.3	RASTREAMENTO DE CARACTERÍSTICAS NA ÍRIS	52
4.4	DETECÇÃO DE DESLOCAMENTO DE CENTRO	55
4.5	CÁLCULO DE ÂNGULO DE TORÇÃO.....	59
5	VALIDAÇÃO.....	64
5.1	DISPOSITIVOS DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS	64
5.2	PROCEDIMENTOS PARA GERAÇÃO DOS VÍDEOS	65
5.3	GERAÇÃO DO PADRÃO OURO	70
6	RESULTADOS.....	76
6.1	APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS.....	77
6.1.1	<i>Resultados para o Vídeo 1</i>	<i>79</i>
6.1.2	<i>Resultados para o Vídeo 2</i>	<i>82</i>
6.1.3	<i>Resultados para o Vídeo 3</i>	<i>85</i>
6.1.4	<i>Resultados para o Vídeo 4</i>	<i>88</i>
6.1.5	<i>Resultados para o Vídeo 5</i>	<i>91</i>

6.1.6	<i>Resultados para o Vídeo 6</i>	94
6.1.7	<i>Resultados para o Vídeo 7</i>	97
6.2	ANÁLISE DOS RESULTADOS	101
7	CONSIDERAÇÕES FINAIS	106
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	108
	APÊNDICE A – AVALIAÇÃO DE TÉCNICAS PARA RASTREAMENTO DE CARACTERÍSTICAS NA IMAGEM DA ÍRIS	116

1 INTRODUÇÃO

A medição do movimento ocular torcional fornece indicadores para diagnosticar doenças do equilíbrio, tonturas, enjoos em viagens terrestres, marítimas e até mesmo espaciais [5].

No entanto, nem sempre é possível realizar diagnósticos somente através da observação visual desses movimentos oculares, a utilização de equipamentos de Videonistagmografia (VNG) podem auxiliar nesse processo. A VNG é um procedimento não invasivo que filma os olhos e uma análise computadorizada é efetuada para detectar os movimentos oculares verticais, horizontais e torsionais.

A análise dos movimentos oculares verticais e horizontais tem sido realizada com sucesso, já estando disponível inclusive em equipamentos comerciais. A medição de movimentos torcionais, entretanto, ainda não está bem resolvida, pois requer extensiva análise da movimentação de características da íris e de vasos sanguíneos no olho.

No processo de análise destas características na região ocular os algoritmos enfrentam problemas como a existência de reflexos na íris, causados pela iluminação utilizada e a dilatação da pupila em face de que parte dos exames precisam ser realizados em ambientes escuros.

No que diz respeito à dilatação da pupila, os trabalhos de Hoshimo e Nakamomi [34] e Lee et al. [45], inserem uma iluminação artificial com luz visível, para contraí-la, o que inviabiliza determinados exames da VNG.

Com relação à tolerância aos reflexos da íris, Ong [54] utiliza a técnica de *Maximally Stable Volumes* (MSVs), que, entretanto, têm um baixo desempenho, chegando, no máximo a 0,5 quadros por segundo.

Para que seja possível medir o ângulo de torção ocular entre dois quadros de um vídeo é desejável que as duas imagens oculares estejam girando sobre o mesmo eixo. Pequenos deslocamentos de 1 pixel entre os eixos de torção das imagens podem ocasionar erros na faixa de $1,0^\circ$ [45]. Esse problema é enfrentado pelos métodos existentes, pois o olho pode se

movimentar ao longo do vídeo e as técnicas utilizadas para realização do alinhamento das imagens têm taxa de acerto de apenas 80% [67].

Nesse contexto, esta dissertação apresenta um novo método para medição de movimentos oculares torcionais resistente a esses deslocamentos de centro, à existência de reflexos e à dilatação da pupila.

Os métodos existentes realizam o rastreamento de características na imagem da transformada polar da íris, na qual a imagem circular da íris é transformada em um retângulo, o que facilita o rastreamento e o cálculo do ângulo de torção. No método proposto o rastreamento de características é realizado diretamente na imagem da íris, gerando informações adicionais que permitem não só calcular o ângulo de torção, mas também determinar se houve algum deslocamento entre os eixos de torção das duas imagens sequenciais utilizadas no processo de rastreamento. Esse deslocamento é corrigido permitindo a medição de ângulos de torção ocular com maior precisão que os métodos convencionais.

No capítulo 2 apresentam-se conceitos relacionados ao equilíbrio humano, sistema vestibular e testes de função vestibular. No capítulo 3 é feita uma análise de nistagmos torsionais por processamento de imagem, mostrando a anatomia do olho humano e métodos utilizados para detecção de nistagmos torsionais. O capítulo 4 apresenta o método proposto nesse trabalho, descrevendo as etapas de calibração, cálculo do centro e tamanho da pupila, rastreamento de características na íris, detecção de deslocamento de centro e cálculo de ângulo de torção. O processo de validação é apresentado no capítulo 5, onde são descritas a forma de aquisição das imagens e a geração do padrão ouro para validação do método proposto. O capítulo 6 apresenta os resultados gerados na avaliação dos métodos utilizados. Por fim, no capítulo 7 são apresentadas as considerações finais com conclusões sobre os resultados obtidos pelo método proposto.

2 EQUILÍBRIO HUMANO

Este capítulo apresenta os conceitos teóricos necessários para o desenvolvimento do trabalho e está dividido em duas seções: sistema vestibular e Testes de Função Vestibular (TFV).

O equilíbrio postural humano é definido como a manutenção da posição de equilíbrio [46]. O equilíbrio é fundamental, uma vez que, diferentemente dos outros animais terrestres, os humanos utilizam somente dois membros para locomover-se.

O sistema nervoso central (SNC) realiza um minucioso controle sobre os músculos e articulações, de tal maneira que o corpo seja capaz de sustentar certas posições estáticas sem ser vencido pela força gravitacional ou ainda deslocando-se através de movimentos harmoniosos resistindo às forças contrárias. Para que o SNC possa realizar os devidos ajustes constantemente, é imprescindível que o mesmo receba informações precisas ininterruptamente a respeito de cada uma das partes do corpo. O sistema vestibular e a visão, juntamente com outros mecanismos presentes do corpo humano, fornecem a posição de cada parte do corpo e uma imagem global da situação do corpo em relação ao espaço [3].

Alguns distúrbios de rara ocorrência podem afetar o equilíbrio humano. Processos inflamatórios, infecciosos e tumorais, doenças neurológicas, compressões mecânicas e alterações genéticas podem provocar crises de labirintopatias e vestibulopatias, entre elas a labirintite [56].

A tontura representa genericamente todas as manifestações de desequilíbrio. É a sensação de que os objetos ou a própria pessoa está se movendo, sem que haja um movimento real. Pode ser como uma instabilidade, desequilíbrio, sensação de queda, desvio da marcha ou uma flutuação. Quando a tontura possui características rotatórias, denomina-se vertigem. As tonturas são de origem labiríntica em 85% dos casos. Mais raramente, podem ser de origem visual, neurológica ou psíquica. O diagnóstico do distúrbio exige uma investigação detalhada do equilíbrio do corpo humano [13].

2.1 Sistema Vestibular

O sistema vestibular é o conjunto de órgãos do ouvido interno responsável pela manutenção do equilíbrio, ele nos fornece informações sobre deslocamentos rotacionais e lineares da cabeça.

Como pode ser visto na Figura 1, o sistema é composto por três canais semicirculares (CSC), que se juntam numa região central chamada vestíbulo, que apresenta ainda duas excrescências chamadas sáculo e utrículo. Ao vestíbulo encontra-se igualmente ligada a cóclea que é a sede do sentido da audição. O conjunto destas duas estruturas chama-se labirinto, devido à complexidade da sua forma tubular [60].

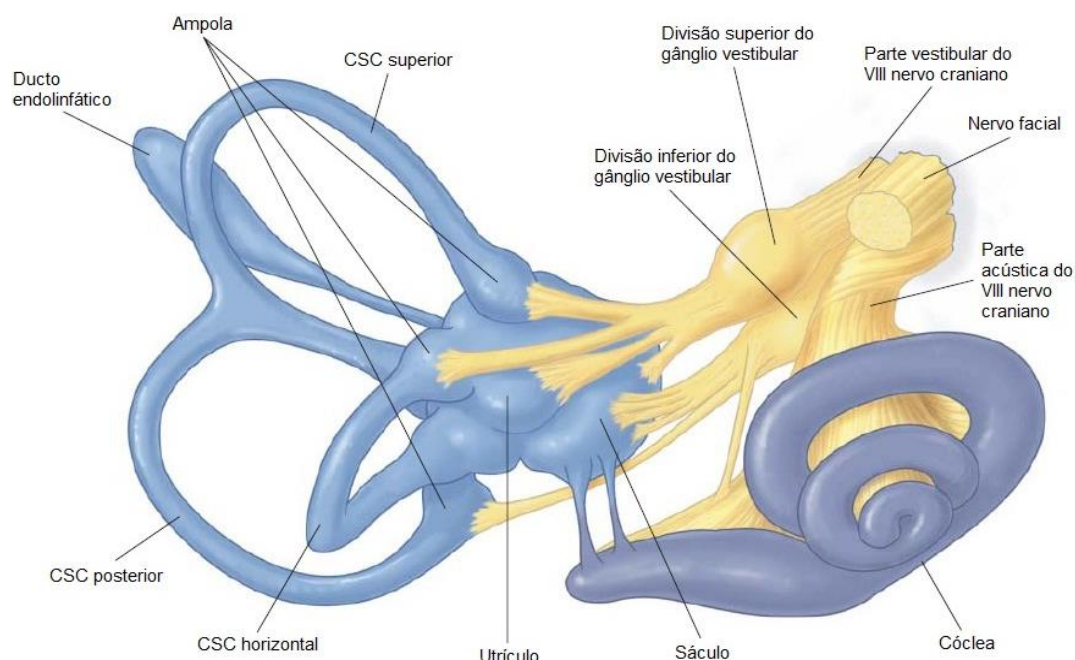


Figura 1 – Sistema Vestibular

Fonte: [50]

Na parte interna do sistema vestibular encontra-se um sistema de tubos membranosos repletos de líquido, cujo movimento, provocado por movimentos da cabeça, estimula células ciliadas que enviam impulsos nervosos ao cérebro ou diretamente a centros que controlam o movimento dos olhos ou os músculos que mantêm o corpo em posição de equilíbrio [32].

O sistema funciona continuamente, inclusive durante o sono, de forma inconsciente. A assimetria da resposta labiríntica leva a vertigem e nistagmo [37].

Nistagmos são oscilações rítmicas, repetidas e involuntárias de um ou ambos os olhos, nos sentidos horizontal (de um lado para o outro), vertical (de cima para baixo) ou rotatório (movimentos torsionais) que podem dificultar a focalização das imagens (Figura 2).

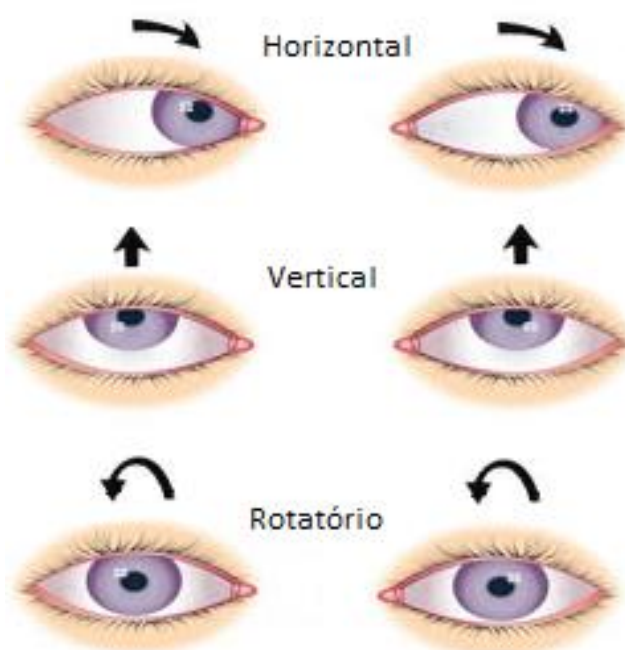


Figura 2 – Tipos de nistagmos

Fonte: [50]

Fisiologicamente, o nistagmo é um reflexo que ocorre durante a torção da cabeça para estabilizar a imagem. Esse reflexo, denominado vestibuloocular (VOR), produz um movimento compensatório ocular no sentido oposto da movimentação da cabeça, cujo objetivo é manter o campo visual constante durante a torção da cabeça. Os nistagmos podem ser observados quando são gerados movimentos compensatórios dos olhos, compostos por um deslocamento lento na direção oposta à da torção da cabeça (fase lenta ou vestibular) e movimentos sacádicos no sentido da torção (fase rápida). Vale ressaltar que a fase rápida dá a denominação do nistagmo, pois é mais facilmente visualizada [35].

Uma forma simples para verificar a importância desse reflexo é tentando ler este texto enquanto se movimenta o papel em um pequeno ângulo, poucas vezes por segundo. A leitura se torna impossível, pois os reflexos de perseguição ocular são muito lentos para garantir uma estabilidade visual satisfatória. Entretanto, se o papel se mantiver parado e a cabeça for movimentada, pode-se ler o texto com facilidade, porque, agora, os movimentos relativos entre o alvo visual e a cabeça são compensados pelo reflexo vestibulocular, que move os olhos na mesma velocidade que a cabeça, porém em direção oposta [59].

O nistagmo optocinético pode ser observado quando a cena visual está se movendo continuamente diante dos olhos, tal como passagem de vagões do metrô. Este tipo de estímulo faz com que os olhos se fixem em um ponto importante após o outro no campo visual, saltando de um para o outro, duas a três vezes por segundo. Estes saltos são chamados de sacadas, assim, os movimentos oculares lentos na direção do deslocamento do objeto são interrompidos por movimentos sacádicos no sentido oposto [35].

O nistagmo patológico surge de maneira involuntária mesmo quando a cabeça está parada. Uma irritação do labirinto da orelha esquerda produz sinais que lembram os produzidos quando a cabeça é rodada para a esquerda. Assim, o movimento lento será para a direita enquanto a fase rápida será para esquerda. Os nistagmos são claramente percebidos pelas pessoas, embora em casos leves não sejam sentidos pela própria pessoa que os tem [37].

O nistagmo rotatório espontâneo também é um indicador de uma possível patologia, como por exemplo, a neurite vestibular, também conhecida como vestibulopatia periférica aguda, que é a segunda causa mais comum de vertigem. Pacientes com neurite vestibular apresentam uma severa vertigem rotacional, muitas vezes associada a náuseas e vômitos. O diagnóstico é realizado através da observação do batimento de nistagmos horizontais torsionais, com a fase rápida na direção da orelha normal e a fase lenta direcionada para a orelha anormal [35].

Porém é possível induzir nistagmos torsionais em pessoas saudáveis através da inclinação da cabeça para direita e esquerda [8]. Além disto esse tipo de inclinação pode ser produzida através de cadeiras giratórias com controles elétricos, como as Figura 3. Esses dispositivos permitem maior nível de controle do ângulo e velocidade da inclinação [35].



Figura 3 – Cadeira giratória

Fonte: [8].

Conforme ilustrado na Figura 4, a inclinação para a esquerda gera uma intorção ou inciclodução, provocando um nistagmo rotatório no sentido horário. Já a inclinação para a direita gera uma extorção ou exciclodução, provocando um nistagmo rotatório no sentido anti-horário [53].

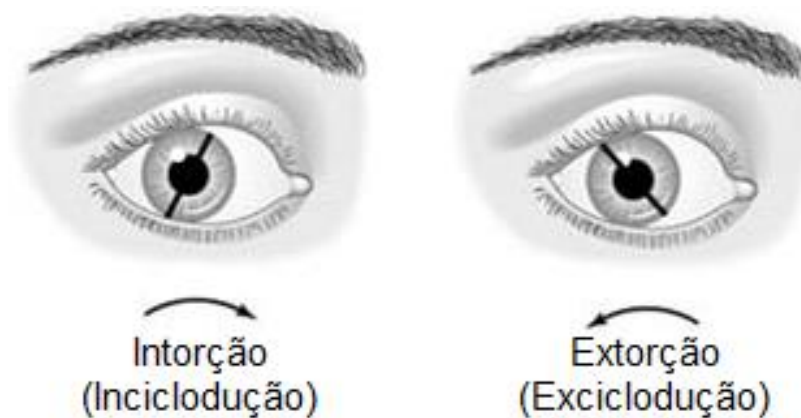


Figura 4 – Intorção e extorsão

Fonte: [53].

2.2 Testes de Função Vestibular (TFV)

Os testes de função vestibular (TFV) são utilizados para determinar a condição do sistema vestibular. Alguns TFV são utilizados para determinar se a tontura, vertigem ou desequilíbrio é de origem central, isto é, se é proveniente de algum comprometimento cerebral que possa existir. Estes testes são comumente realizados por fonoaudiólogos ou otorrinolaringologistas [29].

O teste calórico, *Head Impulse Test* (HIT) e *Head Shaking Test* (HST) são testes utilizados para provocar nistagmos nos pacientes. É através desses nistagmos que é possível avaliar a condição do sistema vestibular. O diagnóstico pode ser realizado de maneira clínica, através da observação visual do médico, ou através de ferramentas que medem a movimentação do olho, como a Eletronistagmografia (ENG) e Videonistagmografia (VNG).

O teste calórico é uma avaliação que verifica a integridade do reflexo vestibulo-ocular e possibilita avaliar cada labirinto separadamente. O teste consiste em introduzir um estímulo frio ou quente no canal auditivo, para criar um choque de temperatura no osso temporal. Este choque é transferido para o canal semicircular lateral que resulta em um fluxo convectivo da endolinfa que flexiona a cúpula e gera nistagmos. A resposta nistagmográfica é avaliada e comparada com a de um padrão de normalidade. A principal vantagem desta técnica é a análise unilateral do sistema vestibular, permitindo determinar qual dos dois sistemas apresenta hipofunção. A desvantagem é que o teste é invasivo [61].

O *Head Impulse Test* (HIT), também conhecido como *Head Thrust Test*, é largamente aceito como ferramenta clínica para avaliar a função dos canais semicirculares. Um movimento horizontal curto ($5^\circ - 15^\circ$) e rápido ($3000^\circ/s$) é executado pelo médico na cabeça do paciente. Quando o sistema vestibular funciona normalmente, os olhos repetem o movimento no sentido oposto com mesma amplitude do movimento da cabeça. Se, ao final do movimento induzido os olhos executarem um movimento rápido para trazer o objeto de volta, assume-se uma possível hipofunção vestibular [61].

A Figura 5 demonstra como é realizado o exame. Inicialmente, o paciente é instruído a fixar a visão no nariz do examinador. (A) Quando a cabeça do paciente é virada rapidamente para a esquerda ($\sim 15^\circ$), os olhos permanecem fixos no alvo (resposta normal), fora de fase com o movimento da cabeça. (B) Em seguida, a cabeça do paciente é virada para o lado direito. Devido ao comprometimento do sistema vestibular deste lado e perda da função canal horizontal, o paciente não consegue manter os olhos no alvo, movendo-o na mesma direção da torção da cabeça. (C) O paciente realiza uma ação corretiva para fixar a visão no alvo definido novamente.

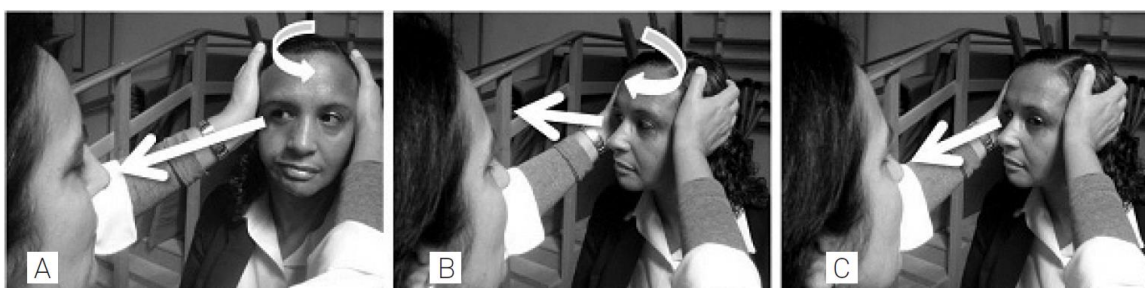


Figura 5 – Head Impulse Test

Fonte: [49].

Head Shaking Test (HST) consiste em quantificar o nistagmos dos olhos durante o movimento de negação, com a cabeça flexionada 30° para baixo [28]. Com o intuito de obter-se apenas os movimentos de olhos gerados pelo reflexo vestibulocular, o teste é aplicado com os olhos do paciente isolados da luz visível e iluminados por luz infravermelha [61].

A eletronistagmografia (ENG) utiliza eletrodos em pontos específicos da cabeça (Figura 6) para capturar a variação de potencial elétrico causada pela movimentação ocular. Nesse cenário o olho humano atua como uma bateria: a córnea é o polo positivo e a retina é o polo negativo [4] [26].

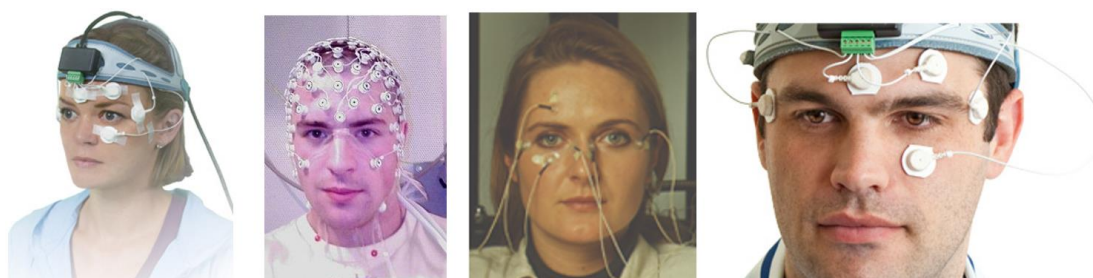


Figura 6 – Disposição de eletrodos no exame de eletronistagmografia

Fonte: Autor

Os equipamentos de ENG geralmente dispõem de dois ou mais canais de registro. Nos equipamentos com dois canais, é possível registrar simultaneamente os movimentos oculares horizontais e verticais com olhos abertos e fechados [30] [17].

Para a adequada interpretação dos registros é necessária calibração dos movimentos oculares para que o ângulo de desvio ocular seja corretamente representado. A calibração possibilita que os exames sejam feitos e interpretados em condições semelhantes. Múltiplas calibrações são recomendadas ao longo dos testes [72].

A ENG é um procedimento não invasivo e com precisão razoável para a avaliação vestibular de rotina, porém, é suscetível a interferência de atividade elétrica muscular e ambiental, não distingue movimentos oculares menores de 5° e não detecta movimentos oculares torsionais [25] [24] [63] [57].

A vectoeletronistagmografia (VENG) corresponde a uma variação da ENG que utiliza três canais de registro para gravar os movimentos oculares. Um eletrodo ativo é colocado no canto externo de cada olho e o terceiro na linha média frontal, de modo que os três canais de registro apresentem a configuração de um triângulo isóscele. A partir dos eletrodos ativos, originam-se três derivações bipolares que permitem a identificação dos movimentos oculares horizontais, verticais e oblíquos [48].

A Videonistagmografia (VNG) consiste em um teste ou exame de diagnóstico para determinar quais as causas das vertigens ou distúrbios do equilíbrio através de sistemas de Vídeo Oculografia (VOG) e técnicas de processamento de imagens. A VNG emprega técnicas de processamento de imagens digitais que possibilitam medir a velocidade de nistagmos horizontais, verticais e torsionais [10] [11].

A Figura 7 mostra sistemas de Vídeo Oculografia (VOG) utilizados para realizar a captura das imagens dos olhos. A VOG é um sistema composto por câmeras de vídeo instaladas em lentes binoculares que possibilitam a observação direta e a gravação dos movimentos oculares com olhos abertos.



Figura 7 – Sistemas de vídeo oculografia (VOG)

Fonte: [18].

É essencial que o sistema VOG esteja firmemente fixado, pois a translação de um milímetro da câmera em relação à cabeça pode resultar em erro de aproximadamente 5° [75].

A VNG avalia a posição dos olhos em uma extensão de aproximadamente 30° horizontalmente e cerca de 20° verticalmente, com resolução de aproximadamente $0,1^\circ$, podendo detectar em condições laboratoriais movimentos oculares de $0,5^\circ$. O canal vertical e o canal horizontal da VNG têm a mesma resolução. As imagens dos olhos podem ser gravadas digitalmente no computador simultaneamente com o traçado. A qualidade do traçado depende da qualidade da imagem. A VNG possibilita a visualização dos movimentos oculares torsionais, mas não a sua medida [58] [6].

O procedimento é mais fácil de realizar e mais rápido do que com a utilização de eletrodos, necessitando de apenas uma calibração ao início da avaliação. O custo do equipamento é maior e alguns pacientes claustrofóbicos podem não tolerar a sensação de confinamento. Pacientes com ptose palpebral

ou cílios que obscurecem a pupila podem ser difíceis de avaliar à VNG [10].
Cosméticos utilizados ao redor dos olhos podem interferir com a iluminação infravermelha e prejudicar a avaliação [11].

3 ANÁLISE DE NISTAGMOS TORSIONAIS POR PROCESSAMENTO DE IMAGEM

Este capítulo apresenta a anatomia do olho humano, as principais técnicas existentes na literatura para medição de nistagmos torsionais através de processamento de imagens e também técnicas de rastreamento de características via fluxo óptico.

3.1 Anatomia do Olho Humano

Os métodos utilizados para detecção de nistagmos torcionais analisam regiões específicas do olho humano, por esse motivo esta seção apresenta a anatomia do órgão, com foco em suas partes externas.

O olho humano é responsável pela formação e detecção de imagens, desenvolvendo funções tanto ópticas como neurais. As imagens formadas no olho são projetadas, focalizadas, detectadas, digitalizadas, pré-processadas, codificadas e transportadas por sinais elétricos até o cérebro. A Figura 8 apresenta a anatomia do olho humano.

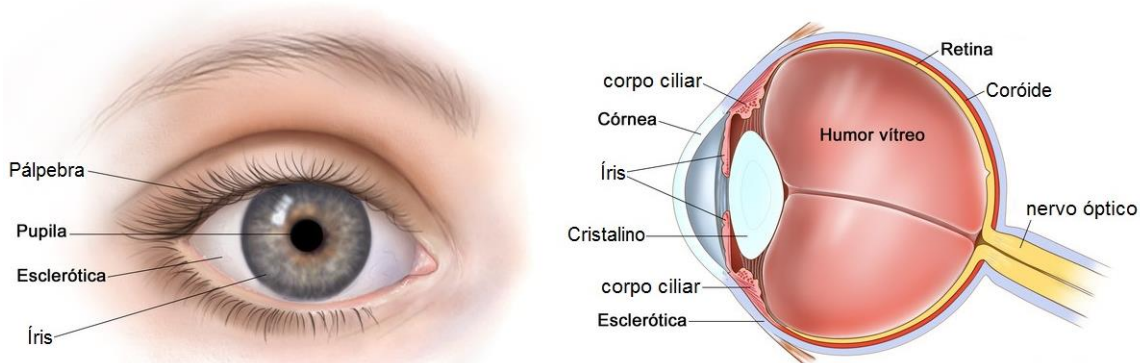


Figura 8 – Anatomia do olho humano

Fonte: [68]

Os componentes do olho mais importantes no contexto de processamento de imagem são: pupila, íris, cílios, conjuntiva, córnea, esclera e pálpebra [40] [68], pois são estruturas visíveis externamente.

A íris é um fino tecido muscular que tem, no centro, uma abertura circular ajustável chamada de pupila.

A pupila controla a entrada de luz, dilata-se em ambiente com pouca claridade e fecha-se quando a iluminação é maior. Esses ajustes permitem que a pessoa enxergue bem à noite e evita danos à retina quando a luz é mais forte. Córnea é o tecido transparente que cobre a pupila. Junto com o cristalino, a córnea ajusta o foco da imagem no olho.

A pálpebra tem como função proteger o olho. Ao piscar a pálpebra espalha a lágrima produzida pelas glândulas lacrimais, umedecendo e nutrindo a córnea e retirando substâncias estranhas que tenham alcançado o olho. Os cílios são pelos localizados na borda da pálpebra e servem para proteger o olho de materiais em suspensão no ar. Conjuntiva é uma membrana transparente que reveste a parte anterior do olho e a superfície interior das pálpebras.

A esclera, também conhecida como *esclerótica* ou branco do olho, é a camada externa do globo ocular. Semirrígida, ela dá ao globo ocular seu formato e protege as camadas internas mais delicadas.

3.2 Métodos para Detecção de Nistagmos Torsionais

Os métodos apresentados nessa seção detectam ângulos de torção no globo ocular com base no contraste de características da íris ou terminações de vasos sanguíneos conjuntivais.

Em termos de aquisição das imagens oculares, a iluminação mais utilizada em equipamentos vídeo oculografia (VOG) é a com iluminação com infravermelho, pois quando o olho é submetido a essa frequência de luz, a pupila fica mais destacada, facilitando a demarcação de regiões de borda e ponto central do olho [44]. A Figura 9, por exemplo, compara imagens de olhos capturados através de câmeras convencionais e com iluminação infravermelha.

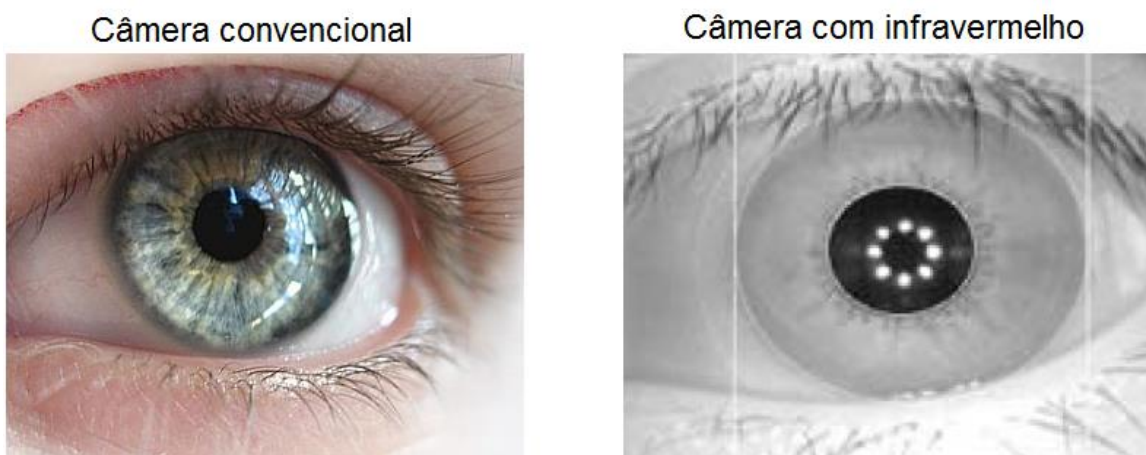


Figura 9 – Imagens de olhos capturadas por câmeras convencionais e com iluminação infravermelho

Fonte: [15]

Lee et al. [45] propõem um método para medir a torção do olho através do rastreamento de características da íris. Primeiramente o método utiliza técnicas conhecidas de processamento de imagens para encontrar o centro e o tamanho da pupila e da íris [38] [23]. A partir dessas informações, a imagem circular da íris é recortada da imagem original. Entretanto, medir a torção do olho através da imagem circular da íris seria um processo complexo e demorado. Por isto, a imagem é transformada em uma nova imagem retangular através de um algoritmo de conversão de coordenadas polares para um plano cartesiano [47]. A Figura 10 mostra o resultado transformação da imagem original circular da íris em uma imagem retangular [45].

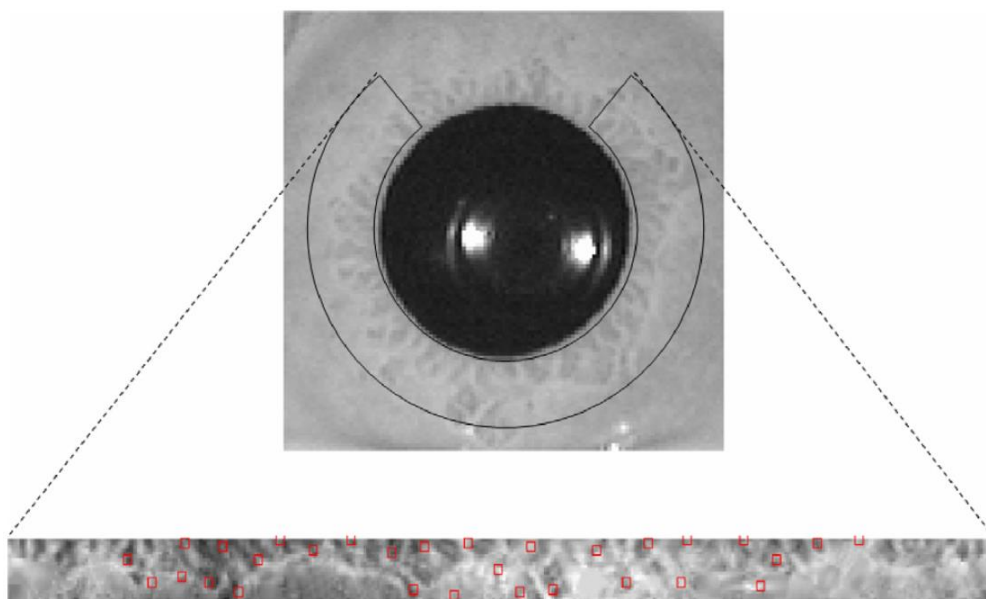


Figura 10 – Imagem da íris transformada em uma imagem retangular

Fonte: [45]

A transformação da imagem da íris em retangular mantêm a orientação dos movimentos de torção, convertendo-os em deslocamentos horizontais, que são mais simples de serem rastreados [45]. No método, os pontos em vermelho, são selecionados através da técnica de detecção de cantos de Bouguet [12]. A seguir, o rastreamento é realizado, na imagem transformada, através da técnica de fluxo óptico de Lucas-Kanade [41]. Apesar de obter uma boa precisão, da ordem de $0,15^\circ$, o método tem um baixo desempenho, conseguindo processar somente 30 quadros por segundo.

A precisão de métodos para detecção de movimentos torcionais através do rastreamento de características da íris dependem do grau de dilatação da pupila, pois quando a mesma está muito aberta, como acontece em ambientes escuros, a área fica diminuída, reduzindo também a quantidade de características rastreáveis.

Para resolver este problema, o método procura minimizar a dilatação da pupila, utilizando iluminação de cor visível na parte interior do sistema de vídeo oculografia (esquerda da Figura 11). O sistema captura ambos os olhos simultaneamente utilizando dois LEDs infravermelhos para iluminação e quatro LEDs brancos para luz de estímulo [45].

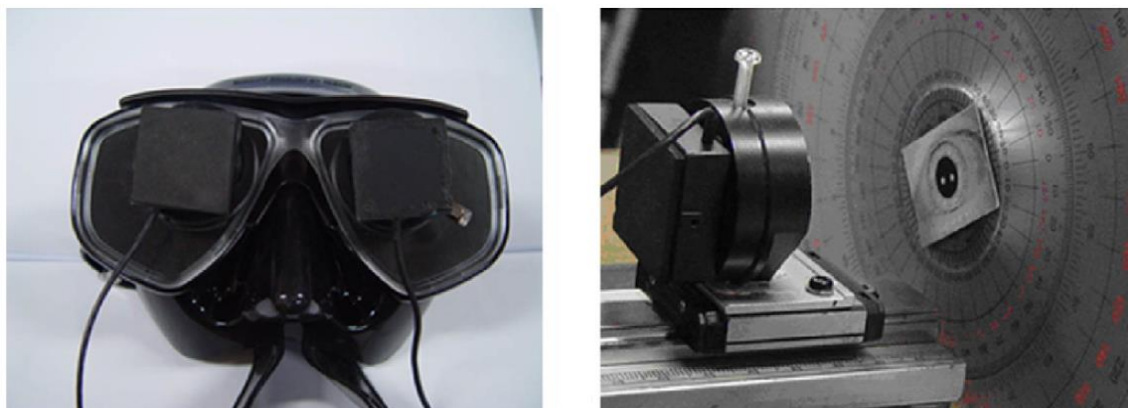


Figura 11 – Sistema de vídeo oculografia experimental

Fonte: [45]

Uma das grandes dificuldades enfrentadas no desenvolvimento de métodos para medição de movimentos torçias do olho é a fase de validação dos resultados. Essa dificuldade está relacionada ao fato que é difícil de saber o real ângulo de torção do olho para comparar com os resultados do método e também porque é difícil de gerar esse tipo de nistagmo. No caso de Lee et al., foi desenvolvido o dispositivo a direita da Figura 11. Nesse dispositivo, a imagem de um olho artificial é impressa e fixada em um motor de passo, que é controlado por um computador. Dessa maneira, é possível comparar o ângulo conhecido de torção do motor de passo com o ângulo de torção obtido através do algoritmo de processamento de imagens [45].

O método mostrou erro médio de 0.03° com 0.15° de erro máximo. O método pode ser executado em tempo real e também é resistente a alterações do tamanho da pupila e desalinhamento da localização pupila.

Apesar de obter bons resultados, este método não pode ser usado em todos os tipos de exames de nistagmos, pois necessita de iluminação uniforme, o que nem sempre é possível durante alguns exames. Por isto, Ong e Haslwanter [54] desenvolveram um método que também utiliza características da íris transformada para medir o movimento de torção do olho, porém é resistente a iluminação não uniforme e a mudanças significativas de posição do olho ou da câmera. A captura dos vídeos foi realizada através do sistema portátil de vídeo oculografia EyeSeeCam, Figura 12.



Figura 12 – Vídeo oculografia - EyeSeeCam

Fonte: [21]

Primeiramente o método encontra a borda e o centro da pupila, ajustando a mesma em uma elipse para compensar a orientação excêntrica do olho, e, portanto, também dos movimentos oculares horizontais ou verticais [79].

Utilizando essas informações como ponto de referência, a imagem circular da íris é recortada em 360° da imagem original e transformada em uma imagem retangular, Figura 13. Essa imagem também é obtida através do algoritmo de conversão polar no plano cartesiano, como no método de Maeland [47].

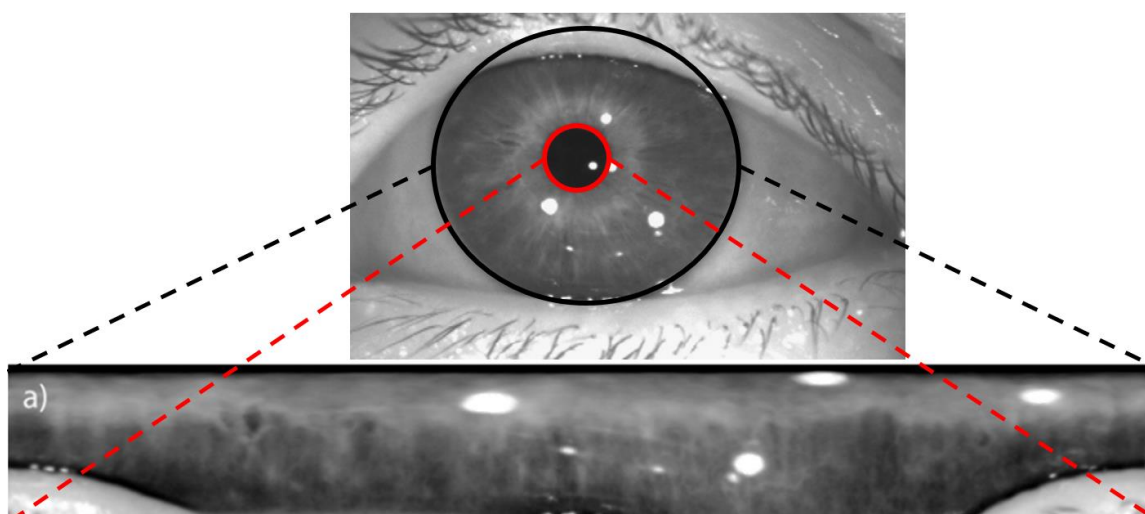


Figura 13 – Imagem da íris transformada em uma imagem retangular

Fonte: [54]

A seguir, a técnica *Maximally Stable Volumes* (MSVs) [22] é utilizada para detectar áreas escuras com bordas luminosas de grande intensidade que se mantêm estáveis ao longo do tempo na imagem da íris. A Figura 14 apresenta a segmentação dessas características juntamente com a imagem original da íris. Essas características são utilizadas para medição do movimento de torção.

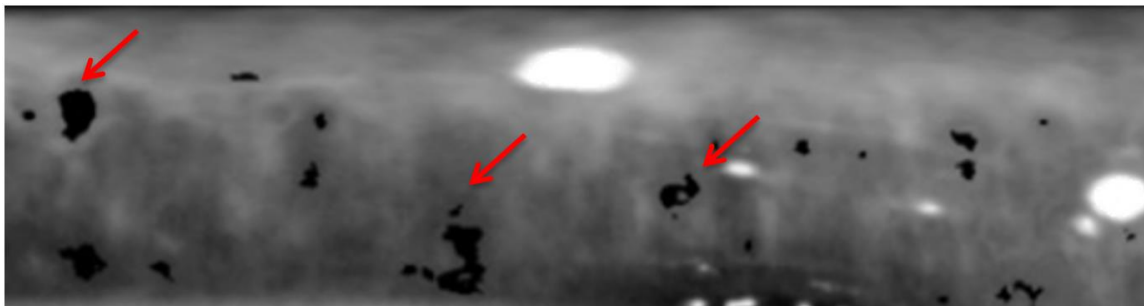


Figura 14 – Áreas escuras com bordas luminosas na íris

Fonte: [54]

O método executa bem mesmo quando a íris está parcialmente coberta por reflexos ou pálpebras [54].

Métodos que utilizam fluxo óptico para medir a torção do olho apresentaram boa precisão. Porém, os erros obtidos na medição em cada quadro são somados ao longo do vídeo, pois através desse tipo de técnica não é possível medir o deslocamento das características da íris em relação ao primeiro quadro do vídeo, então o ângulo é medido sempre em relação ao quadro anterior. Com isto, quanto maior a duração do vídeo menor a precisão do ângulo em relação a posição inicial do globo ocular.

Para resolver esses problemas, Zhu, Moore e Raphan [78] utilizam a técnica de *Template Matching* (TM) para medir o deslocamento horizontal da imagem transformada da íris. Essa técnica tem maior desempenho e menor precisão em relação às técnicas de fluxo óptico. Porém, a técnica de TM não possui erro acumulado, pois ela mede o deslocamento de um *template* que tem ponto de origem conhecido na imagem transformada da íris. Além disso, ao contrário da técnica de fluxo óptico, o método proposto não tem limitação de medição angular, é possível medir torsões de 0° à 360° entre dois quadros de um vídeo [78].

Primeiro o método detecta o centro e tamanho da pupila, como no método de Zhu, Moore e Raphan [79].

Como é possível visualizar à esquerda da Figura 15, o centro da pupila é utilizado como ponto de referência para transformação da imagem circular da íris em imagem retangular através de uma conversão polar no plano cartesiano. Os valores de raio interno e externo da íris, respectivamente r_1 e r_2 , são informados manualmente por um operador na etapa de calibração [78].

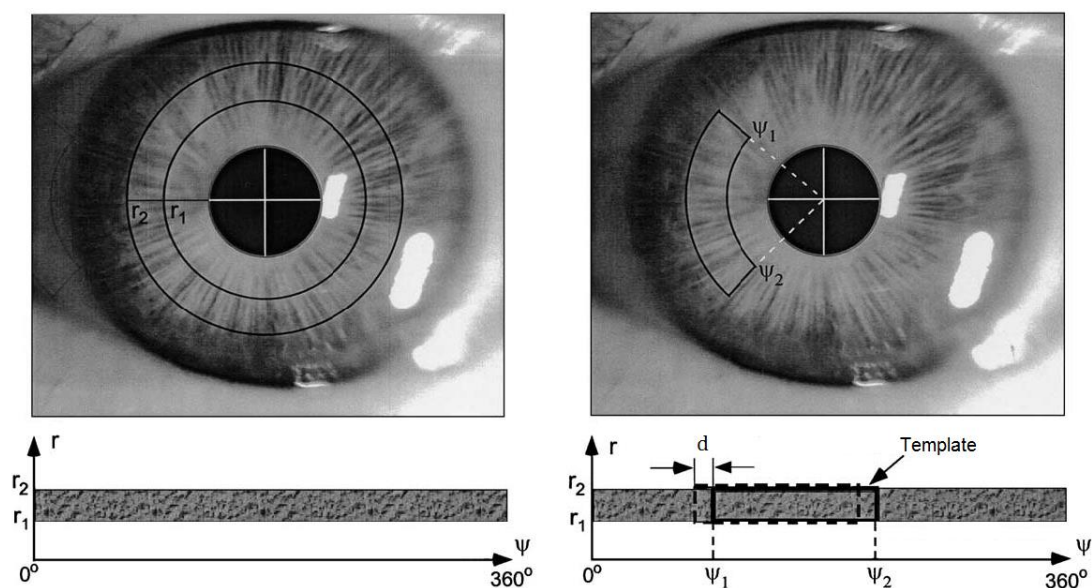


Figura 15 – Deslocamento da região de *template*

Fonte: [78]

A seguir, uma região de *template* é definida na parte central da imagem retangular da íris. À direita da Figura 15 é possível visualizar que essa região é definida através dos ângulos ψ_1 e ψ_2 , que também são definidos manualmente por um operador na etapa de calibração. É possível observar que d é o deslocamento dessa região medido através da técnica de TM em quadros distintos do vídeo [78].

Conforme já foi mencionado, quando ocorre uma dilatação na pupila, como no exemplo da Figura 16, a íris é comprimida e as características rastreáveis via processamento de imagens são minimizadas. Nesse cenário, os métodos utilizados para encontrar a torção do globo ocular com base no contraste de características da íris dificilmente possuem taxa de erro menor que 1,0°.

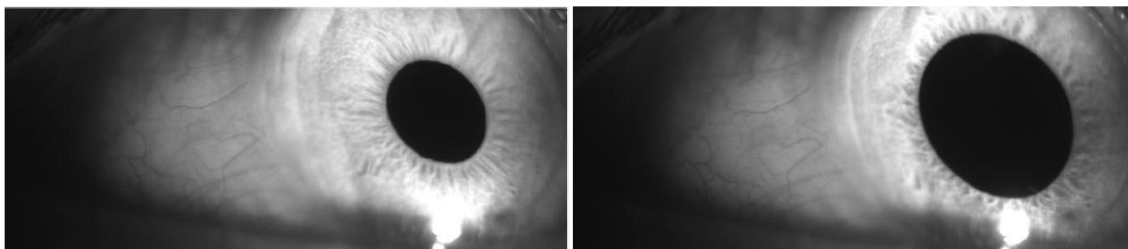


Figura 16 – Dilatação da pupila

Fonte: [34]

Para resolver este problema, Hoshino e Nakagomi [34] apresentam um método que utiliza um dos vasos sanguíneos conjuntivos do olho como ponto de referência para medir o ângulo de torção do olho. Como pode ser visto na Figura 17, esses vasos são localizados na periferia da íris e não são afetados por mudanças no diâmetro da pupila [34].

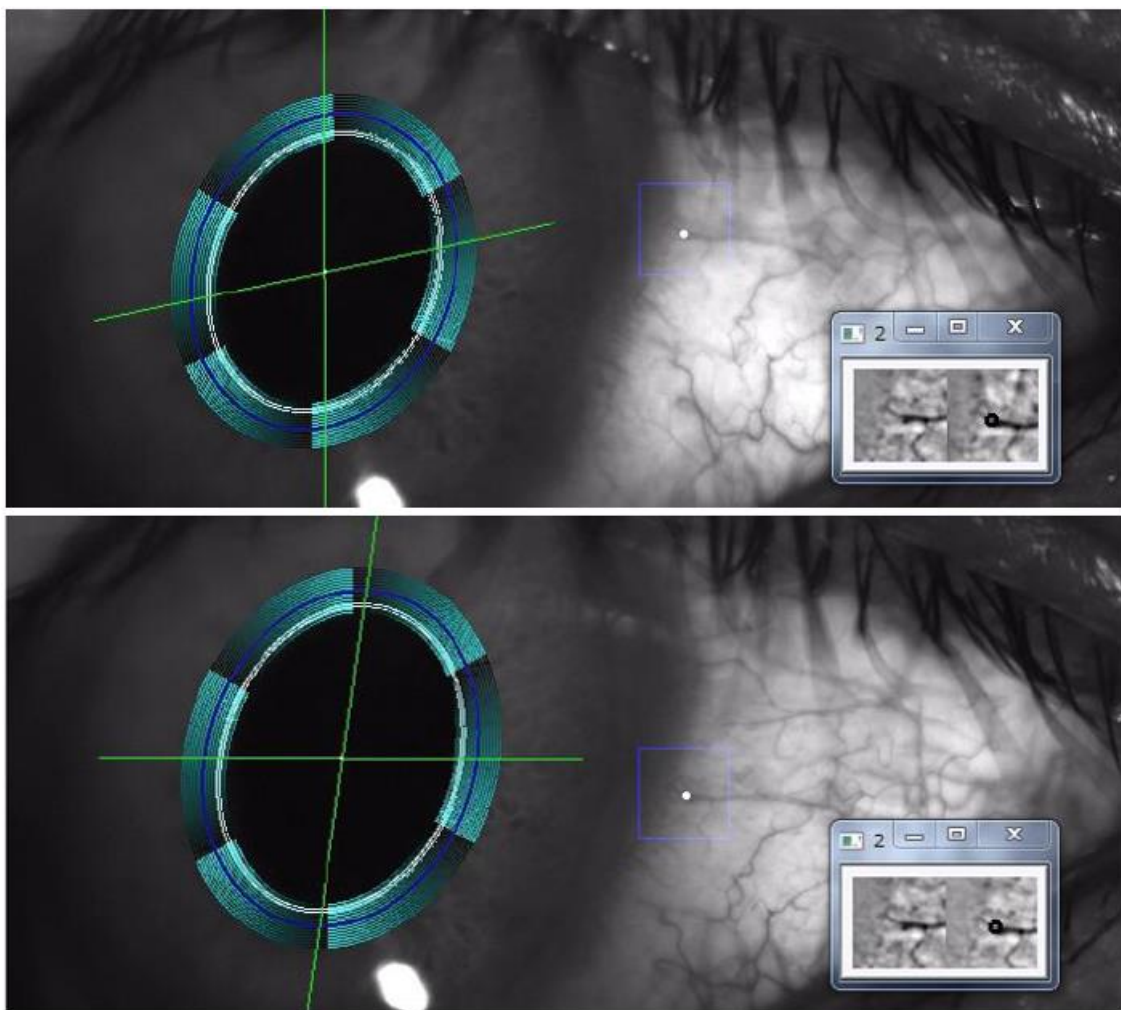


Figura 17 – Vaso sanguíneo conjuntivo do olho

Fonte: [34]

O método utiliza o sistema de oculografia apresentado na Figura 18 para realizar a aquisição das imagens do olho. Além da iluminação tradicional em infravermelho, o método também utiliza iluminação na cor azul para aumentar o contraste dos vasos sobre o branco da esclera [34].



Figura 18 – Vídeo oculografia com iluminação infravermelho e azul
Fonte: [34]

O método exige uma etapa de calibração que tem como objetivo definir a região que contém o padrão da imagem de término do vaso conjuntivo a ser rastreado nos próximos quadros do vídeo. Primeiramente o método encontra a borda e o centro da pupila e íris. A Figura 19 (a) mostra a região original da esclera que é segmentada para obtenção da imagem binarizada dos vasos conjuntivos, Figura 19 (b). Técnicas de erosão são utilizadas para remoção de ruídos e obtenção de efeito de emagrecimento dos vasos, Figura 19 (c). Após a segmentação, o algoritmo [52] encontra o término dos vasos conjuntivos, Figura 19 (d), e guarda uma região de 40 por 40 pixels em torno do vaso localizado na parte mais central vertical da imagem [34].

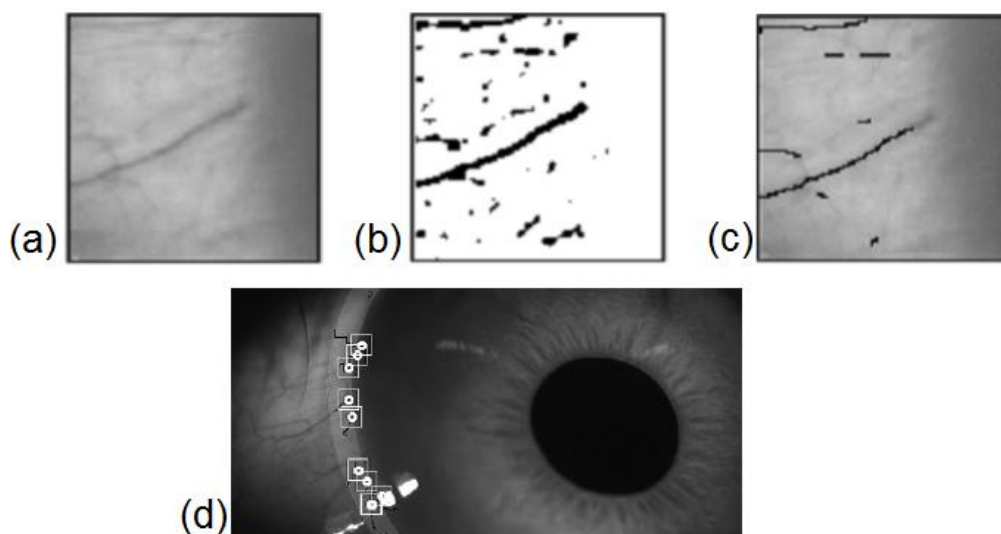
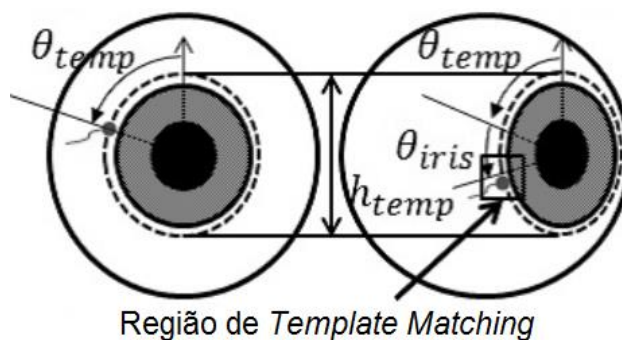


Figura 19 – Segmentação dos vasos sanguíneos conjuntivos

Fonte: [34]

Para calcular o ângulo de torção do olho o método procura a localização do término do vaso conjuntivo de referência em cada quadro do vídeo. Uma técnica de *Template Matching* [80] é utilizada nessa etapa para encontrar em qual região da imagem de cada quadro está localizado o padrão estabelecido na etapa anterior.

Como pode ser visualizado na Figura 20, o movimento de torção do olho é detectado através do ângulo formado entre o centro da pupila e o término do vaso conjuntivo [34].



Região de *Template Matching*

Figura 20 – Medição da torção do olho

Fonte: [34]

O experimento utilizou imagens de torção ocular de três pessoas para estimar a precisão e taxa de erro do método proposto. Para avaliar a precisão do método, os ângulos obtidos através do algoritmo desenvolvido foram

comparados com os ângulos obtidos através da medição visual em imagem [34].

O resultado sugere que o sistema é capaz de medir o movimento de torção do olho com uma média de erro igual ou menor que $0,24^\circ$, e a uma velocidade de processamento igual ou superior a 78 quadros por segundo, mesmo se o diâmetro da pupila variar amplamente [34].

A Tabela 1 apresenta um resumo dos métodos mais utilizados para detecção de movimentos de torção do olho humano. Também é possível visualizar as principais técnicas utilizadas em cada método. Todos os métodos utilizam sistema de oculografia para capturar imagens do olho em ambientes controlados. A qualidade da detecção é apresentada em termos de precisão ou taxa de acerto, de acordo com a informação disponível no artigo.

Tabela 1 – Métodos para detecção de nistagmos torsionais

Fonte: O autor

Autor	Técnica de Rastreamento	Frequência	Precisão
[45]	Lucas-Kanade Pym (LKP)	30 Hz	$0,15^\circ$
[54]	<i>Maximally Stable Volumes (MSVs)</i>	0,5 Hz	$1,7^\circ$
[78]	<i>Template Matching (TM)</i>	120 Hz	$0,5^\circ - 1^\circ$
[34]	<i>Template Matching (TM)</i>	78 Hz	$0,25^\circ$

3.3 Fluxo Óptico

Conforme se pode observar pelo levantamento apresentado até este ponto, para que seja possível medir a velocidade e deslocamento de nistagmos gravados em vídeo, é necessário utilizar técnicas que permitam o rastreamento de características em uma sequência de imagem. A técnica de fluxo óptico é a mais utilizada para medir a torção do globo ocular através de rastreamento de características do olho. Os trabalhos de Tweed et al. [70], Park et al. [55], Lee et al. [45] e Ong et al. [54] utilizam essa abordagem.

O fluxo óptico (*Optical Flow*) descreve o movimento aparente em uma sequência de imagens digitais. O Movimento nessa sequência pode ser

utilizado em aplicações para rastrear objetos em vídeos e estimar o tempo de colisão entre elementos de uma cena [9].

Um exemplo de visualização de fluxo óptico pode ser visto Figura 21. Uma torção no sentido horário é mostrada nas Figura 21 (a) e Figura 21 (b). Nesse caso, o fluxo óptico resultante é o campo de vetores de velocidade ilustrado na Figura 21 (c).

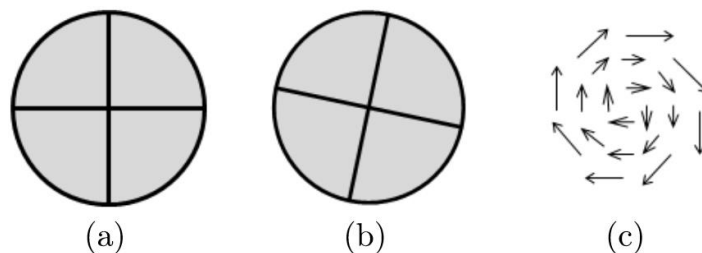


Figura 21 – Exemplo da técnica de Fluxo Óptico

Fonte: [1]

O fluxo óptico também é uma técnica frequentemente utilizada em métodos de detecção da movimentação do olho humano. Para funcionar, a técnica assume três hipóteses a respeito do vídeo utilizado no processo [9]:

- Pixels distintos, em quadros distintos, que representam o mesmo ponto de um objeto em movimento, possuem intensidades equivalentes. Em outras palavras, os objetos mantêm a mesma aparência ao longo do vídeo, não havendo mudança de brilho, contraste ou cor;
- Entre dois quadros consecutivos do vídeo, os movimentos dos objetos são relativamente pequenos, de forma que as diferenças entre esses mesmos quadros são sutis. Em outras palavras, a frequência de captura da câmera é muito superior à velocidade dos objetos;
- Pontos vizinhos na cena pertencem à mesma superfície (mesmo objeto), possuem movimentos similares e são projetados em pontos vizinhos no plano da imagem.

Para se realizar *tracking* de objetos em um vídeo é necessário escolher pontos ou regiões da imagem que identifiquem e diferenciem esses objetos dos demais elementos da cena. Uma técnica muito utilizada para identificar objetos na imagem é a detecção de cantos.

Neste contexto, “canto” corresponde a uma região da imagem que possui uma grande variação de cor em duas direções ortogonais. Ao se localizar cantos de um objeto localiza-se o próprio objeto, sendo possível determinar seu movimento entre dois quadros consecutivos. Na Figura 22 encontra-se uma representação do que se considera “canto” em uma imagem [12].

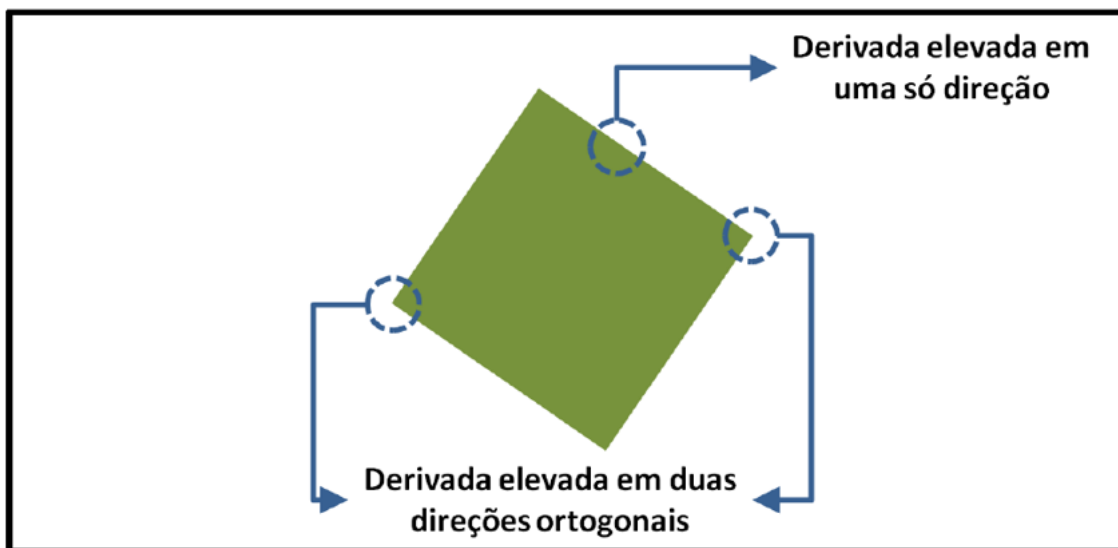


Figura 22 – Análise da derivada da intensidade em regiões da imagem

Fonte: [14]

A detecção de cantos por si só não é um método de *tracking*, mas uma ferramenta para determinar quais pontos da imagem são adequados para a realização do *tracking*.

Lucas-Kanade (LK) é uma das técnicas de fluxo óptico mais utilizadas para realizar o rastreamento dessas regiões de canto. Nessa técnica, o rastreamento é realizado através do cálculo da velocidade dessas características.

Para realizar esse cálculo, duas informações precisam ser encontradas: a variação espacial e a variação temporal das intensidades dos pixels, entre o quadro atual e o quadro anterior. Com essas informações, a velocidade de cada pixel pode ser calculada através da Equação 1, sendo que I_x é a derivada espacial em x , I_y é a derivada espacial em y , I_t é a derivada temporal, u é a velocidade em x e v é a velocidade em y [41].

$$I_x u + I_y v + I_t = 0$$

Equação 1 – Equação de Lucas-Kanade

Fonte: [41]

Para se encontrar os valores dos de u e v é necessário montar um sistema com as equações referentes aos pixels vizinhos àquele que está sendo analisado. Pixels vizinhos têm movimento similar, e, portanto, possuem a mesma velocidade. Se o número de equações for muito grande, ou seja, se for utilizada uma janela muito grande ao redor do pixel analisado, corre-se o risco de incorporar pixels que não pertencem ao objeto em movimento. Desta forma, deve-se resolver o sistema de equações da Equação 2, em que os pixels correspondem ao pixel analisado e os pixels vizinhos [41].

$$\begin{bmatrix} I_x(p_1) & I_y(p_1) \\ I_x(p_2) & I_y(p_2) \\ \vdots & \vdots \\ I_x(p_n) & I_y(p_n) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} I_t(p_1) \\ I_t(p_2) \\ \vdots \\ I_t(p_n) \end{bmatrix}$$

Equação 2 – Sistema de equações de Lucas-Kanade

Fonte: [41]

Além do método Lucas-Kanade, outras técnicas de fluxo óptico também são utilizadas para rastrear características em diferentes tipos de imagens. A Tabela 2 apresenta o desempenho e precisão de algumas dessas técnicas, sendo parte para processamento de imagens coloridas e outras em tons de cinza.

Essas técnicas são avaliadas de acordo com o método de Baker et al. [2] e os resultados são periodicamente publicados no site da universidade de Middlebury [51]. Nesse método o desempenho e acurácia dessas técnicas são avaliadas através de testes que utilizam imagens com diferentes tipos de texturas, tamanhos e colorações [2].

Tabela 2 – Técnicas de Fluxo Óptico

Fonte: [51]

Nome	Tipo	Desempenho	Precisão	Referência
AGIF+OF	Cinza	Baixo	Alta	[69]
Block Matching (BM)	Cinza	Alto	Médio	[19]
SimpleFlow (SP)	Colorido	Alto	Médio	[65]
Maximally Stable Volumes (MSVs)	Cinza	Baixo	Alto	[22]
VarFlow (VF)	Colorido	Médio	Média	[16]
TV-L1-improved	Cinza	Alto	Média	[73]
Lucas-Kanade Pyrm (LKP)	Colorido	Alto	Média	[12]
Farnebäck	Cinza	Alto	Média	[27]
Black–Jepson (BJ)	Cinza	Médio	Média	[7]
Buxton–Buxton (BB)	Cinza	Médio	Média	[36]
Lucas-Kanade (LK)	Cinza	Alto	Baixa	[41]
Horn-Schunck (HS)	Cinza	Alto	Baixa	[33]

4 MÉTODO DESENVOLVIDO

Os métodos apresentados na seção 3.2 detectam ângulos de torção no globo ocular com base no contraste de características da íris ou terminações de vasos sanguíneos conjuntivais. No processo de análise dessas características os algoritmos enfrentam problemas como a existência de reflexos na íris, causados pela iluminação utilizada, e a dilatação da pupila em face de que parte dos exames precisam ser realizados em ambientes escuros.

No que diz respeito à dilatação da pupila, os trabalhos de Hoshimo e Nakamomi [34] e Lee et al. [45], inserem uma iluminação artificial com luz visível, para contraí-la, o que inviabiliza determinados exames da VNG.

Com relação à tolerância aos reflexos da íris, Ong [54] utilizam a técnica de *Maximally Stable Volumes* (MSVs), que, entretanto, tem um baixo desempenho, chegando, no máximo a 0,5 quadros por segundo.

Para que seja possível medir o ângulo de torção ocular entre dois quadros de um vídeo é desejável que as duas imagens oculares estejam girando sobre o mesmo eixo. Pequenos deslocamentos de 1 pixel entre os eixos de torção das imagens podem ocasionar erros na faixa de $1,0^\circ$. Esse problema é enfrentado pelos métodos existentes, pois o olho pode se movimentar ao longo do vídeo e as técnicas utilizadas para realização do alinhamento das imagens tem taxa de acerto de apenas 80% [67].

Com base nestas observações, este trabalho propõe um novo método resistente a esses deslocamentos de centro, existência de reflexos e tamanho da pupila, permitindo a medição de ângulos de torção ocular com maior precisão que os métodos convencionais.

Isso é possível porque o rastreamento de características é realizado diretamente na imagem da íris, gerando informações adicionais que permitem não só calcular o ângulo de torção, mas também determinar se houve algum deslocamento de centro entre as duas imagens sequenciais utilizadas no processo de rastreamento e corrigir este deslocamento. Nesta correção, as coordenadas das características da segunda imagem são corrigidas de

maneira a compensar o deslocamento detectado. O cálculo do ângulo de torção ocular é realizado com base na movimentação dessas características corrigidas.

A Figura 23 apresenta as etapas que compõe o processo de medição da torção ocular através do método proposto. A esse método deu-se o nome DirectFlow em face de que a medição do fluxo é realizada diretamente sobre a imagem original do olho.

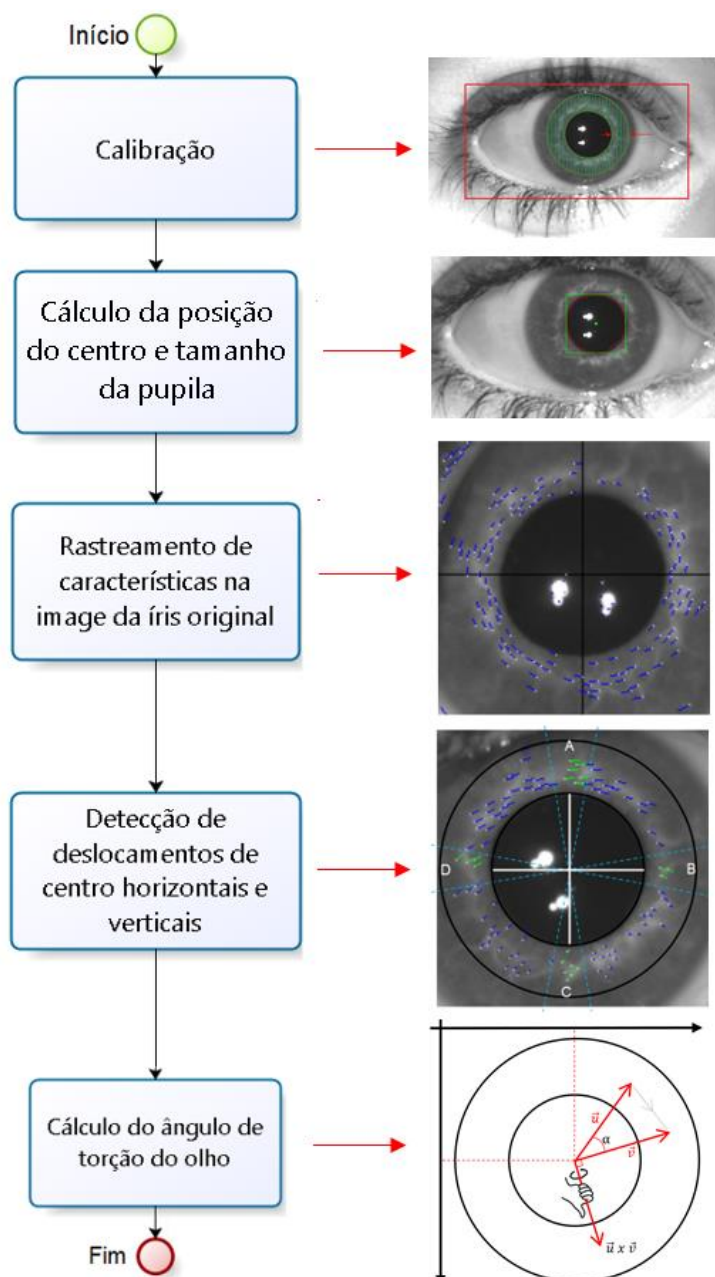


Figura 23 – Etapas do método proposto

Fonte: O autor

Na primeira etapa a calibração é realizada com o objetivo de minimizar problemas de aquisição da imagem e também para obter o tamanho da íris. Na segunda etapa, dois quadros consecutivos de um vídeo são selecionados e o cálculo da posição do centro do tamanho da pupila é realizado em ambas as imagens. Para alinhar o centro da pupila nas duas imagens, e reduzir custos computacionais, na terceira etapa a região da íris é recortada em uma nova imagem. Ainda nessa etapa, essas imagens são utilizadas para rastrear características da íris. Na quarta etapa, com base no perfil da movimentação dessas características, são detectados possíveis deslocamentos de centro entre as duas imagens utilizados na etapa anterior. Caso exista algum deslocamento, as coordenadas do segundo quadro são corrigidas de maneira a compensar a translação. Na quinta, e última etapa, o ângulo de torção ocular é calculado com base no centro da pupila da primeira imagem e os deslocamentos medidos e atualizados nas etapas anteriores.

O presente método foi implementado na linguagem de programação C++ utilizando os recursos da biblioteca OpenCV 2.4.9. Nas próximas seções essas etapas serão apresentadas com maior nível de detalhamento.

4.1 Calibração

A etapa de calibração do método proposto é realizada com o objetivo de minimizar problemas de aquisição de vídeo através da definição de uma região de interesse e também para obtenção do tamanho da íris. Essas operações são realizadas somente uma vez no primeiro quadro do vídeo.

Além da região do globo ocular, a imagem a ser processada possui pálpebras, pele do rosto e bordas com regiões escuras, que dificultam a identificação da íris. Para reduzir esse problema, uma região de interesse, marcada em vermelho na Figura 24, deve ser definida manualmente por um operador. Esta região deve ser escolhida de tal forma que englobe os limites da movimentação da pupila. Para tanto, o operador deve assistir o vídeo observando a região máxima de movimentação da pupila tanto na horizontal, quanto na vertical.

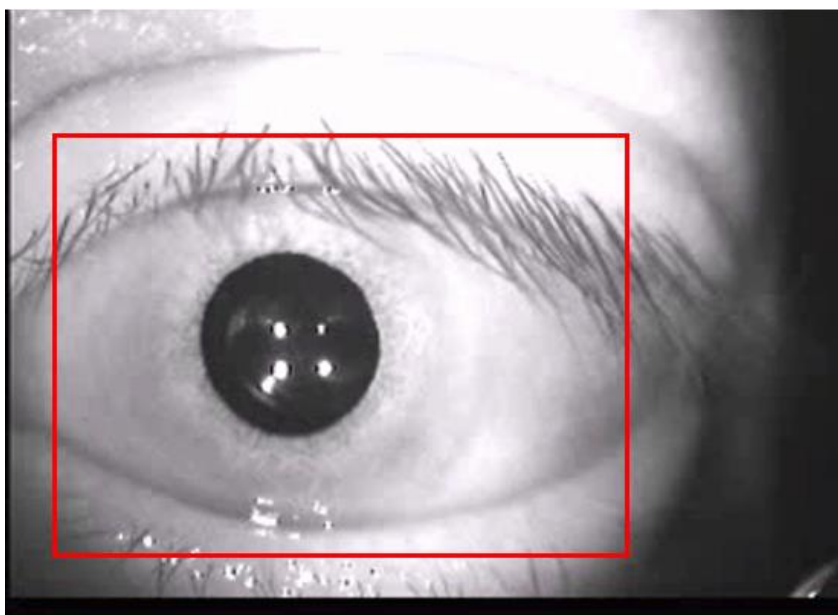


Figura 24 – Região de interesse

Fonte: O autor

Além da região de interesse, o tamanho da íris também deve ser informado nessa etapa. Como pode ser visto na Figura 25, esse tamanho corresponde à distância entre as duas bordas da região da íris hachurada em verde. Esse tamanho é utilizado nas próximas etapas do algoritmo para gerar uma nova imagem com a região da íris que será utilizada no processo de rastreamento de características.

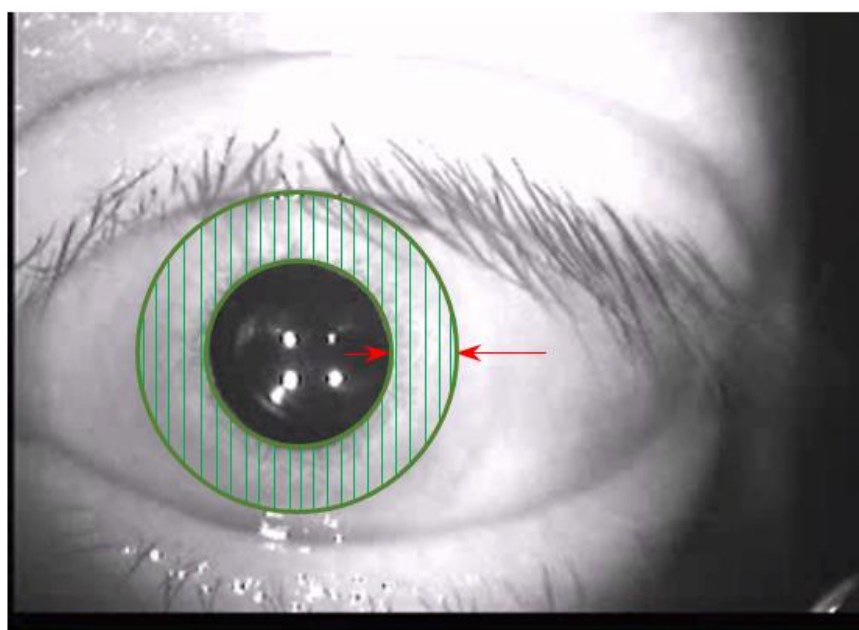


Figura 25 – Tamanho da íris

Fonte: O autor

Nos trabalhos de Tariq et al. [66] e Daugman [20] o tamanho da íris é obtido através de métodos de segmentação da íris. Porém, esses métodos possuem erros que podem prejudicar a detecção da torção angular. Por esse motivo, nesse trabalho o tamanho da íris é definido manualmente por um operador. No presente método, isto não chega a impactar o tempo de processamento pois é realizado apenas uma vez, no início do processo.

4.2 Cálculo do Centro e Tamanho da Pupila

O cálculo do tamanho e posição do centro da pupila é a segunda etapa do método proposto. A partir da região de interesse da Figura 27 A, é feita uma segmentação por um limiar para obtenção dos pontos mais escuros da pupila. Como é possível observar no histograma da Figura 26, nos vídeos utilizados nesse trabalho, estes pixels têm tons de cinza entre 0 e 40.

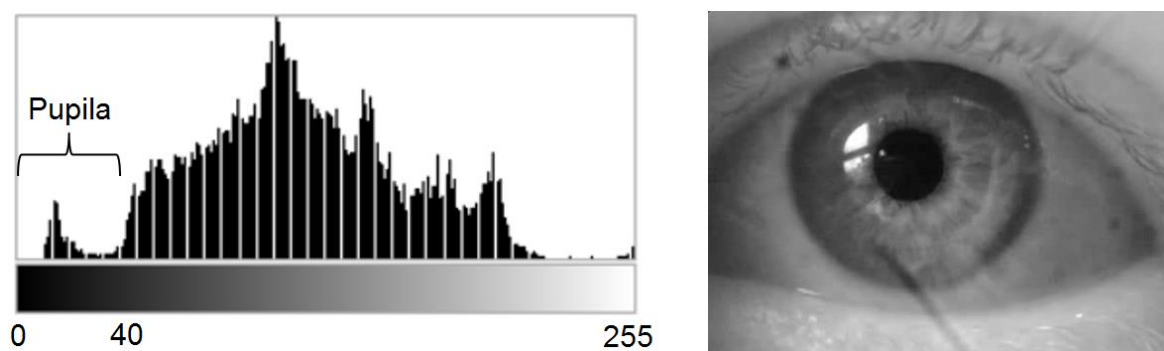


Figura 26 – Histograma da imagem do globo ocular

Fonte: O autor

O resultado deste processo pode ser visto na Figura 27 B. De posse da imagem segmentada, é aplicado o filtro Canny (Canny, 1986) para identificação das bordas das áreas brancas da imagem, gerando o resultado apresentado na Figura 27 C. Para garantir o fechamento do contorno da pupila é aplicada uma técnica de Fechamento Morfológico [42], como ilustra a Figura 27 D.

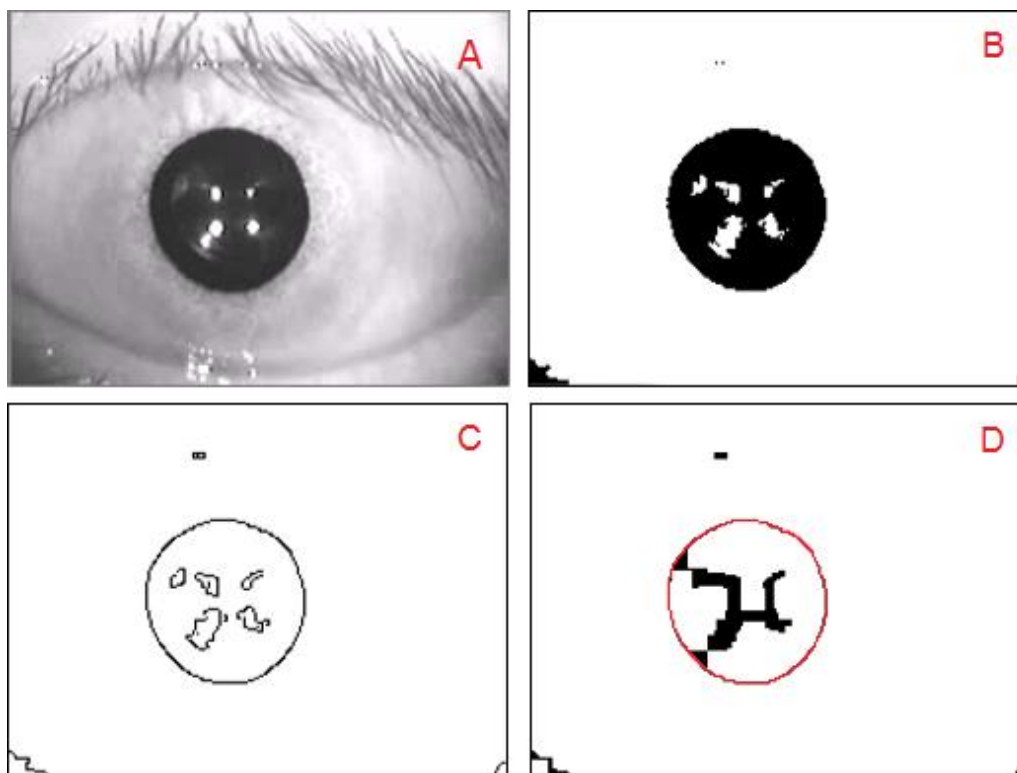


Figura 27 – Processo de segmentação da pupila

Fonte: O autor

Sobre esta última imagem é aplicada uma detecção de contornos¹ para obter informações sobre as áreas da imagem. Marcado em vermelho na Figura 27 (d), o contorno com a maior área é considerado como sendo o contorno da pupila. O centro da pupila é calculado a partir do ponto médio dos pontos do contorno, como ilustra a Figura 28. O tamanho da pupila é obtido através da largura e altura de um retângulo desenhado nos limites do contorno da pupila.

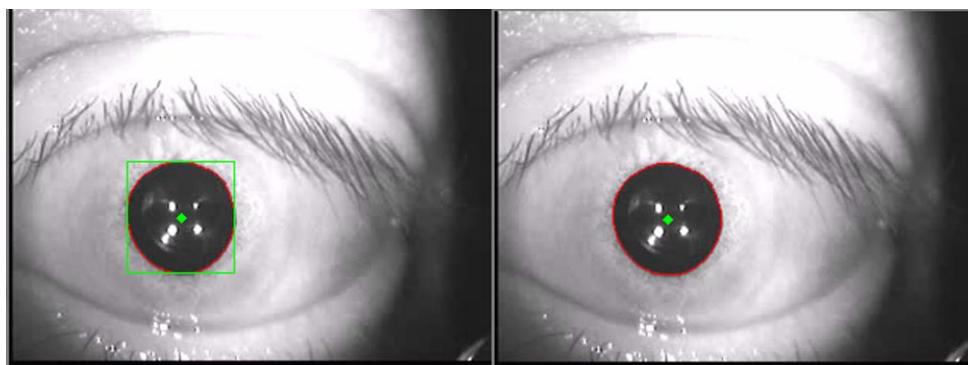


Figura 28 – Posição do centro e tamanho da pupila

Fonte: O autor

¹ Utiliza-se o método *findContours*, da biblioteca OpenCV

4.3 Rastreamento de Características na Íris

O rastreamento de características na íris é a terceira etapa do método proposto. Essa etapa consiste na aplicação de uma técnica de rastreamento por fluxo óptico em duas imagens consecutivas de um vídeo para medir o deslocamento de características na região da íris. A análise desses deslocamentos permitirá o cálculo do ângulo de torção angular nas próximas etapas.

Para alinhar o centro dessas imagens e reduzir custos computacionais, as mesmas são recortadas de maneira a enquadrar a região da íris. O resultado deste enquadramento é mostrado em vermelho, à esquerda da Figura 29. Esta região é definida como um quadrado de lado t , igual ao diâmetro da íris, calculado conforme Equação 3, na qual sendo que dp representa o diâmetro da pupila e ti o tamanho da íris previamente definido na etapa de calibração. A imagem de cada quadro do vídeo é recortada de acordo com essa região, gerando uma nova imagem que contém somente a região da íris, como mostrado à direita da Figura 29.

$$t = dp + 2ti$$

Equação 3 – Cálculo do tamanho da região da íris

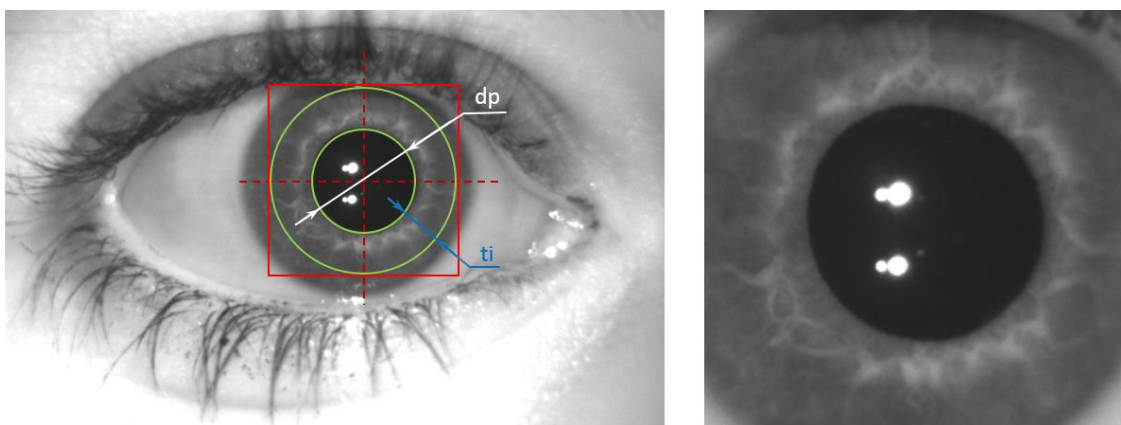


Figura 29 – Região da íris e imagem da íris recortada

Fonte: O autor

Esse procedimento de recorte facilita o cálculo do ângulo e também viabiliza a aplicação de técnicas de rastreamento por fluxo óptico, uma vez que ambas as imagens giram em torno do mesmo eixo.

Além disso, conforme estudos realizados por Zhang, Gao e Bakos [77] esse procedimento de recorte das imagens ajuda a minimizar custos computacionais, uma vez que o tempo de execução da técnica Lucas-Kanade Pyrm (LKP) varia de acordo com a resolução da imagem. Conforme o gráfico da Figura 30, quanto maior a imagem, maior será o tempo de processamento para a técnica realizar o rastreamento das características.

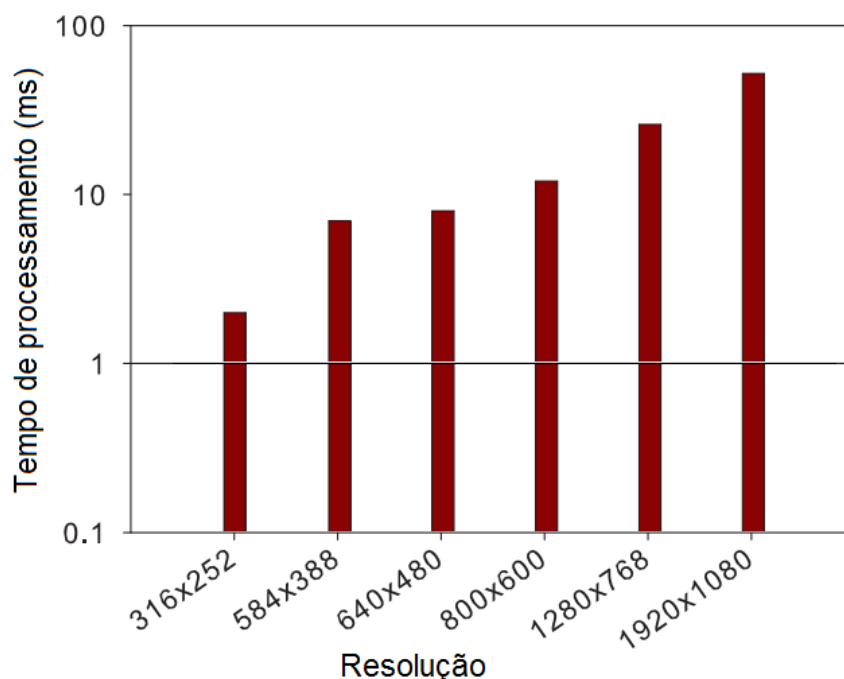


Figura 30 – Gráfico de desempenho da técnica Lucas-Kanade Pyrm (LKP)
Fonte: [77]

Decorrente de dilatações e contrações da pupila o tamanho das duas imagens da íris pode ser diferente. Porém, técnicas de rastreamentos necessitam de imagens de mesmo tamanho. Para resolver esse problema, a imagem de maior tamanho é redimensionada para ficar com o mesmo tamanho da imagem menor.

Após a geração das imagens da íris, a técnica de fluxo óptico Lucas-Kanade Pyrm (LKP) [12] é aplicada sobre elas para rastrear deslocamento de suas características. Na Figura 31 é possível visualizar o rastreamento de deslocamentos gerados por um movimento de torção ocular sentido horário. O traço azul representa o deslocamento medido, sendo que a extremidade branca pertence ao primeiro quadro e outra pertence ao segundo quadro.

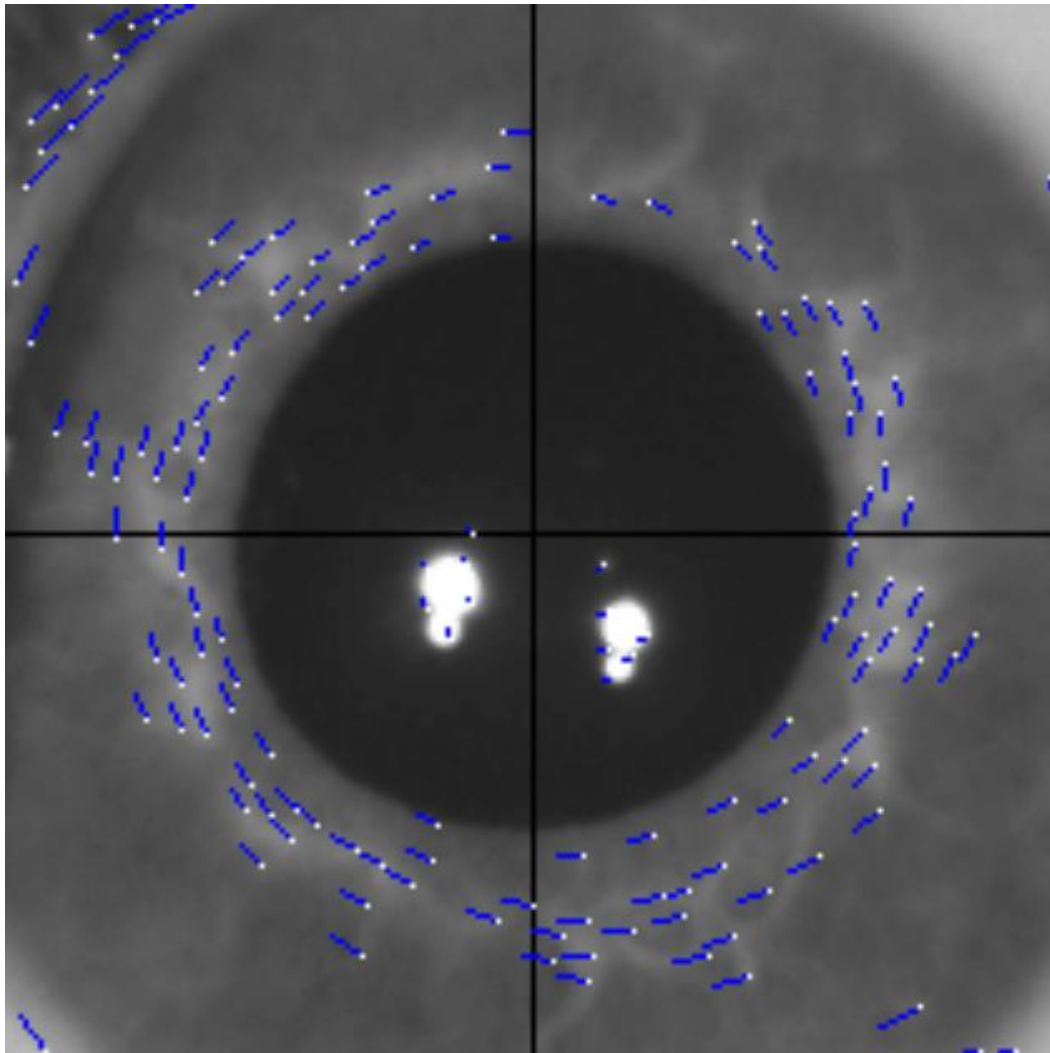


Figura 31 – Rastreamento de características

Fonte: O autor

Como foi apresentado na seção 3.3, para se realizar o rastreamento de características em um vídeo é necessário escolher pontos ou regiões da imagem que identifiquem e diferenciem esses objetos dos demais elementos da imagem. Nesse trabalho foi utilizado o método de Shi e Tomasi [62] implementado na biblioteca OpenCV².

A técnica de fluxo óptico utilizada nesse trabalho foi escolhida a partir de testes realizados com sete técnicas de fluxo óptico e uma de Template Matching (TM). Conforme pode ser visto na Tabela 3, a técnica *Lucas-Kanade*

² Foi utilizada a função `cvGoodFeaturesToTrack`

Pyrm (LKP) [12] obteve os melhores resultados em termos de precisão. Maiores detalhes desse estudo podem ser visualizados no Apêndice A.

Tabela 3 – Resultados de precisão de técnicas de rastreamento

Fonte: O autor

Técnica	Erro Mín. (°)	Erro Máx. (°)	Erro Méd. (°)	Velocidade (FPS)
<i>Lucas-Kanade Pyrm</i> (LKP)	0,055221	0,25895	0,187252	108,81
TVL1	0,199884	0,64984	0,354984	105,00
SimpleFlow (SF)	0,294971	1,28465	0,646498	312,12
VarFlow (VF)	0,328135	0,69123	0,495122	194,11
Template Matching (TM)	0,507900	0,66140	0,574417	209,21
<i>Farnebäck</i>	0,430440	0,61653	0,518379	140,25
<i>Horn-Schunck</i> (HS)	2,032425	2,55955	2,337745	97,66
<i>Lucas-Kanade</i> (LK)	2,525853	2,90286	2,716200	212,77

4.4 Detecção de Deslocamento de Centro

O deslocamento de centro entre as duas imagens utilizadas no processo de rastreamento de características do olho é um problema conhecido dos métodos utilizados para medir a torção ocular. Pequenas variações de 1 pixel podem ocasionar erros na faixa de $1,0^\circ$ [45].

Esse problema pode ser detectado através da análise da movimentação das características que estão sendo rastreadas na íris. Em uma rotação sem deslocamento de centro, uma característica não muda sua distância em relação ao centro da pupila, como pode ser observado na característica A da Figura 32, que se move do ponto P_1 para ao ponto P_2 . Neste caso, os raios r_{a1} e r_{a2} são iguais.

Por outro lado, no caso de uma característica como a B, que se move de P_3 para P_4 , a única forma de produzir o este movimento é pela combinação de uma rotação e um descolamento do centro. Nesse caso os raios r_{b1} e r_{b2} não têm o mesmo tamanho.

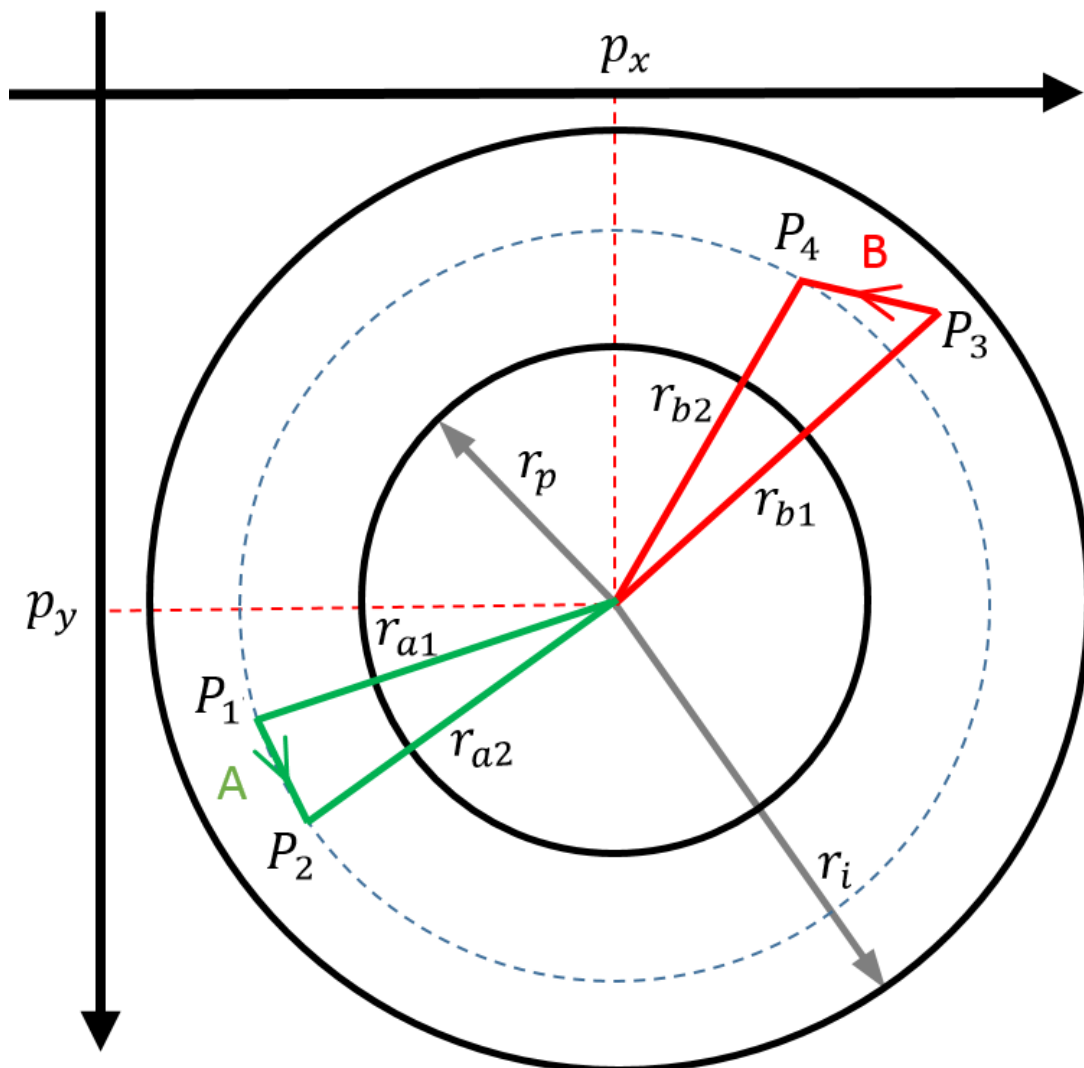


Figura 32 – Deslocamento de características na região da íris

Fonte: O autor

Um exemplo de uma imagem real na qual as características deslocam-se mantendo suas distâncias em relação ao centro da pupila pode ser visto na Figura 33, o que denota uma rotação sem deslocamento.

Na Figura 34, por outro lado, pode-se observar um exemplo no qual grande parte das características não mantém suas distâncias em relação ao centro. Nessa imagem existe um deslocamento de centro horizontal de 5 pixels para direita entre as duas imagens utilizadas no processo de rastreamento de características.

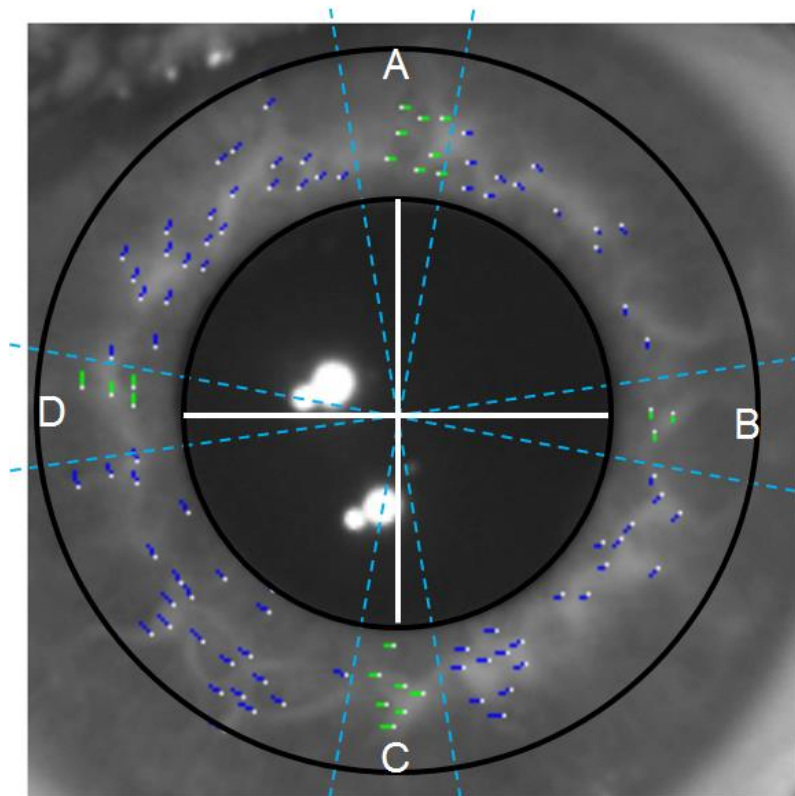


Figura 33 – Rastreamento de características sem deslocamento de centro

Fonte: O autor

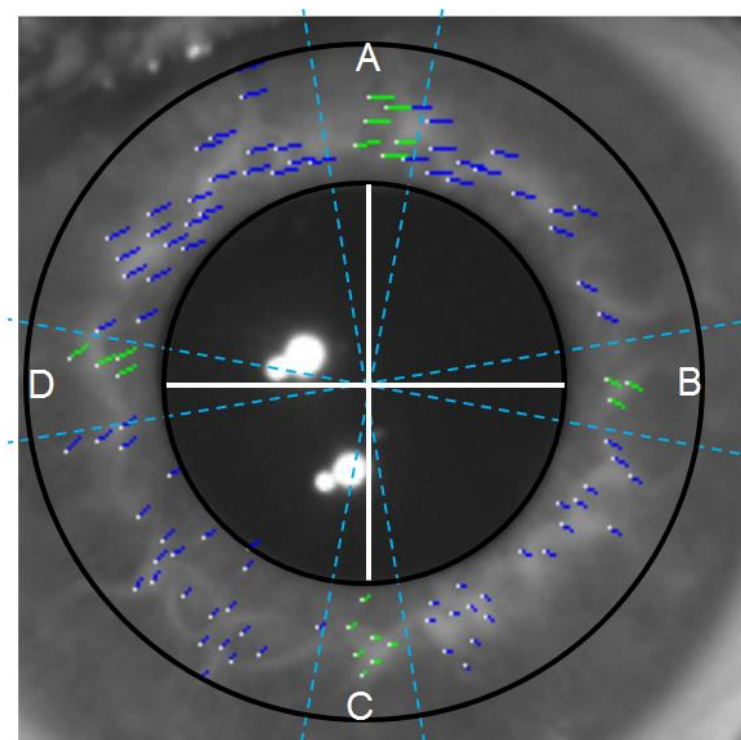


Figura 34 – Rastreamento de características com deslocamento de centro horizontal para direita

Fonte: O autor

Como visto anteriormente, o deslocamento das características contém informações que indicam a ocorrência de um deslocamento de centro entre as imagens utilizadas no processo de rastreamento. Nesse trabalho, esse deslocamento é obtido através da média dos deslocamentos de centro de todas as características que estiverem dentro da região da íris. Na Figura 35, por exemplo, é possível observar uma característica que está se movimentando do ponto P_1 para P_2 . Porém, ao se movimentar em torno do centro da pupila, seria esperado que a mesma se movimentasse do ponto P_1 para P_3 . Esse terceiro ponto é obtido a partir de um vetor que tem origem no ponto C , mesmo tamanho do vetor \vec{r} e mesmo sentido do vetor \vec{v} . Nesse cenário o deslocamento de centro de cada característica é representado pelo vetor $\vec{\Delta}_c$, obtido através da Equação 4.

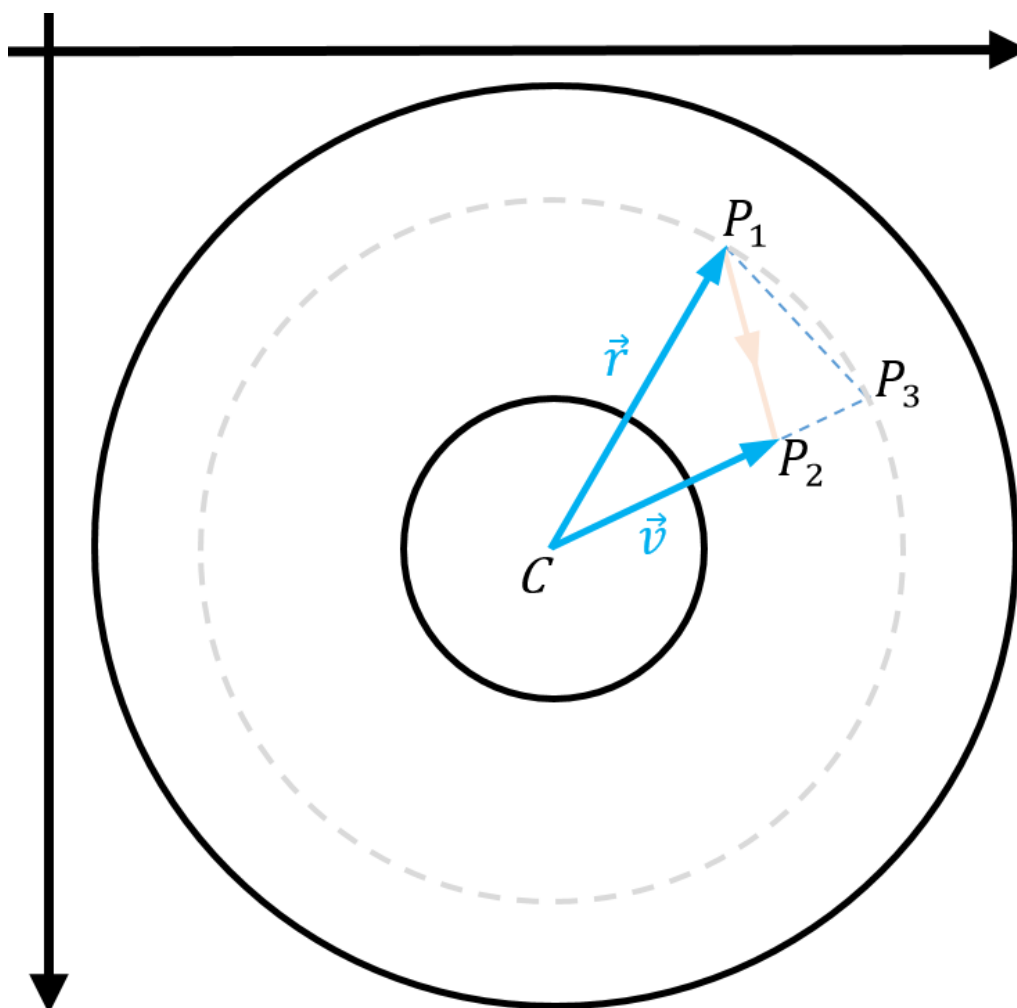


Figura 35 – Detecção de deslocamento de centro de cada característica

Fonte: O autor

$$\vec{\Delta}_c = P_3 - P_2$$

$$P_3 = C + \vec{v}_u * |\vec{r}|$$

$$\vec{v}_u = \frac{\vec{v}}{|\vec{v}|} \quad (\vec{v} \text{ de tamanho unitário})$$

$$\vec{r} = P_1 - C \quad , \quad \vec{v} = P_2 - C$$

Equação 4 – Cálculo do deslocamento de centro de cada característica

Após a o cálculo do deslocamento de centro de cada característica, é calculada a média desses deslocamentos de acordo com a Equação 5, sendo que o vetor $\vec{\Delta}_t$ representa o deslocamento de centro e n a quantidade de características existentes. É a partir desses valores que as coordenadas das características da segunda imagem são atualizadas de maneira a compensar o deslocamento de centro.

$$\vec{\Delta}_t = \sum_{i < 0}^n \frac{\vec{\Delta}_c}{n}$$

Equação 5 – Cálculo do deslocamento de centro

Outra possibilidade de geração destes deslocamentos é a ocorrência de uma falha no processo de rastreamento das características causada pela existência de reflexos. Estas falhas, entretanto, não afetam o perfil de movimentação de todas as características rastreadas, como ocorre no caso de uma movimentação de centro. O método para a correção destas falhas é descrito na próxima seção.

4.5 Cálculo de Ângulo de Torção

Nesta última etapa, os deslocamentos das características rastreadas nas etapas anteriores são analisados para identificar quais deles serão considerados no cálculo do ângulo de torção. Em resumo, o método inicia selecionando os deslocamentos de características consideradas “válidas”, calculando o ângulo de torção e sentido de torção para cada deslocamento. O grau de torção do olho é obtido através da mediana destes ângulos.

Primeiramente são desconsiderados os deslocamentos que tiverem uma ou mais características fora da região da íris. Ou seja, características que tiverem raio menor ao raio da pupila r_p ou maior ao raio da íris r_i . Na Figura 36 é possível observar que somente o deslocamento C, marcado em verde, seria considerado no cálculo. Os demais seriam desconsiderados por não estarem totalmente dentro da região da íris.

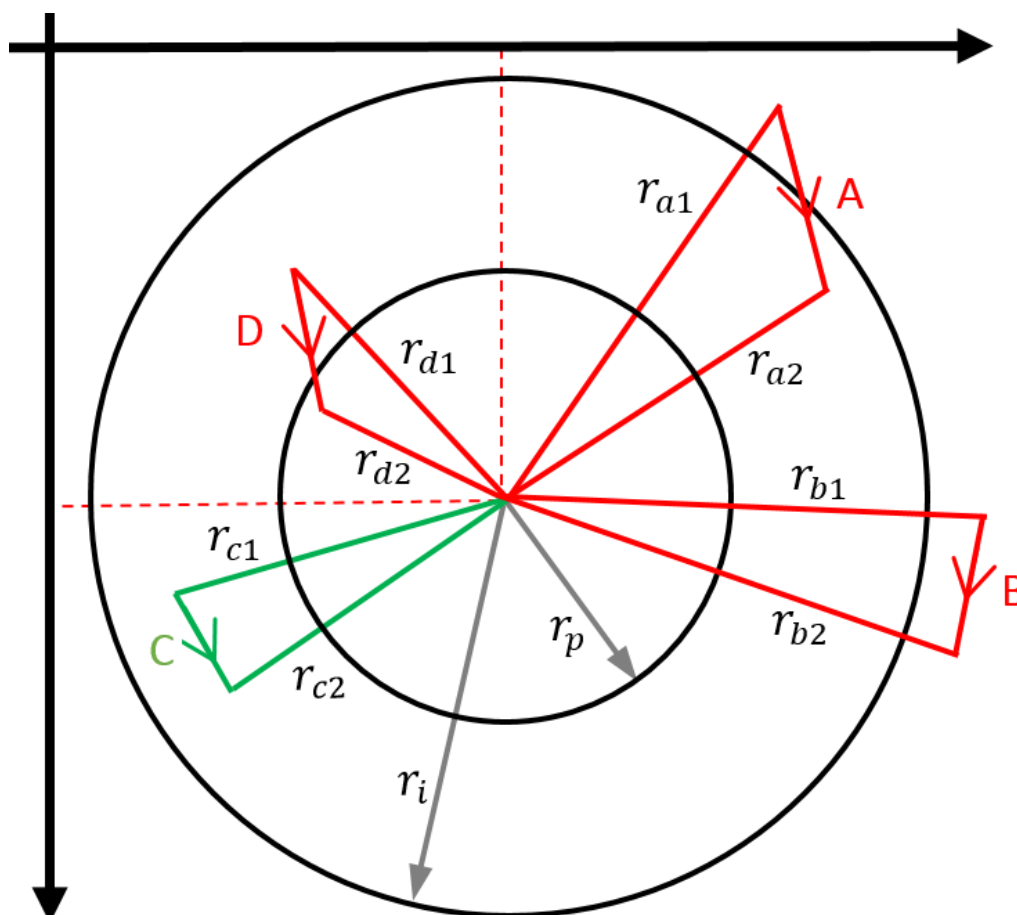


Figura 36 – Deslocamento de características na região da íris

Fonte: O autor

Além das características que estiverem fora da região da íris, outros dois tipos de características devem ser desconsiderados do cálculo de torção. Um exemplo do primeiro tipo refere-se a características que se movimentam no sentido oposto ao da rotação do olho. Isto ocorre nos casos de reflexos causados pela iluminação utilizada na máscara. A esquerda da Figura 37 é possível observar que o globo ocular está girando sentido horário e o reflexo no sentido anti-horário. Nesse caso, as características vermelhas, que estão

sendo geradas na região do reflexo serão desconsideradas, pois a maioria das características do globo ocular estão se movimentando no sentido oposto.

O segundo tipo de característica a ser descartada são aquelas características que não realizam um movimento de rotação ao redor do centro da pupila, como as características em vermelho na imagem da direita da Figura 37. Estes artefatos, em geral são gerados por erros nos mecanismos de detecção de similaridade entre as características.

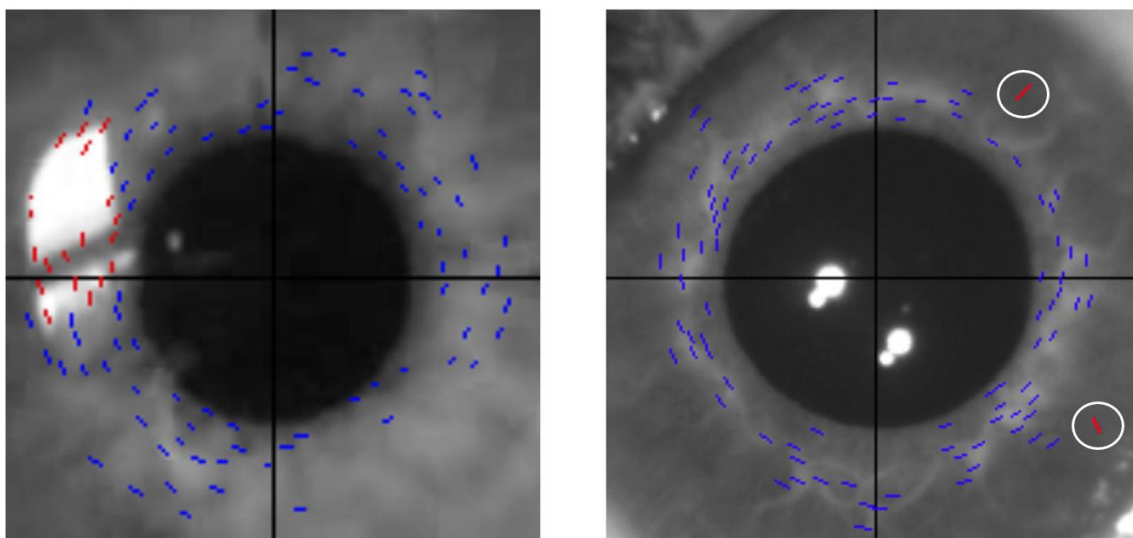


Figura 37 – Características desconsideradas no cálculo do ângulo

Fonte: O autor

O ângulo de torção de cada deslocamentos é representado por α , sendo calculado na Equação 6 através do produto escalar entre dois vetores que vão do centro da pupila à posição da característica no quadro atual (\vec{u}) e no quadro anterior (\vec{v}). Na Figura 38 é possível visualizar esses vetores e também o ângulo de torção calculado.

$$\alpha = \cos^{-1} \left(\frac{\vec{u} \cdot \vec{v}}{|\vec{u}| |\vec{v}|} \right)$$

Equação 6 – Cálculo do ângulo de torção

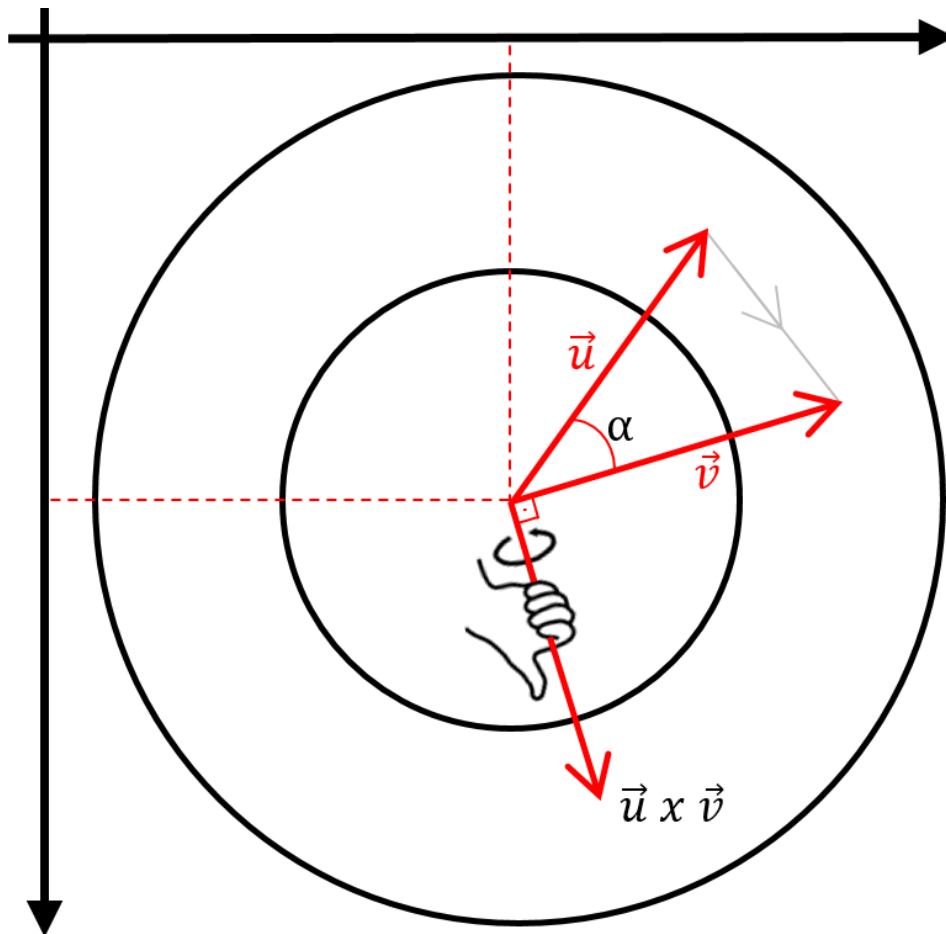
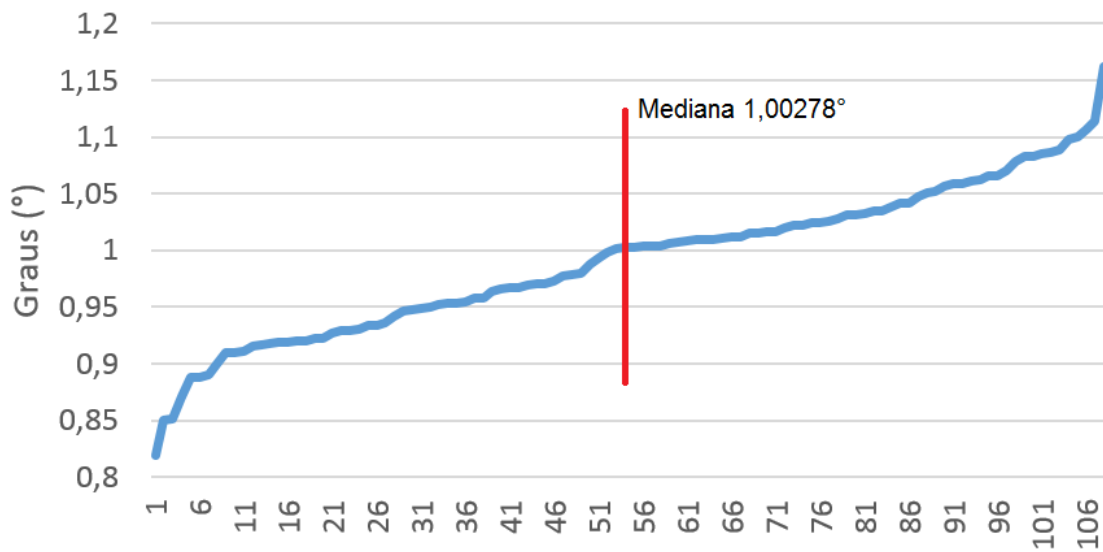


Figura 38 – Ângulo e sentido de torção

Fonte: O autor

O ângulo de torção ocular é obtido através da mediana de todos os ângulos dos deslocamentos das características da íris. Figura 39, por exemplo, pode-se observar um gráfico da medição angular das características rastreadas em uma imagem ocular cuja torção é de 1° . No gráfico os ângulos aparecem ordenados de maneira crescente. Não foi utilizada a média pois esta é muito sensível a valores eventualmente fora da escala (*outliers*).



Características ordenadas crescentemente por torção angular

Figura 39 – Gráfico da medição angular das características rastreadas

Fonte: O autor

O sentido de torção do ângulo calculado pela Equação 7 é equivalente ao sentido em que a maioria das características da íris está se movimentando. Para calcular o sentido de torção de cada característica é utilizado o produto vetorial entre os vetores \vec{u} e \vec{v} da Figura 38. Caso esse valor seja positivo, o ângulo de torção será sentido horário, caso contrário será sentido anti-horário.

$$\vec{u} = \langle u_x, u_y, u_z \rangle$$

$$\vec{v} = \langle v_x, v_y, v_z \rangle$$

$$\vec{u} \times \vec{v} = \det \begin{bmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ u_x & u_y & u_z \\ v_x & v_y & v_z \end{bmatrix}$$

Equação 7 – Cálculo do sentido de torção via produto vetorial

5 VALIDAÇÃO

O presente capítulo apresenta o processo de aquisição das imagens de torção ocular, descrevendo os equipamentos utilizados para obter as imagens, os processos de obtenção e a geração do padrão ouro utilizado para avaliar a acurácia do método proposto no capítulo 4.

5.1 Dispositivos de Aquisição de Imagens

Parte das imagens utilizadas neste trabalho foram obtidas com dois dispositivos de Vídeo Oculografia (VOG) experimentais.

O primeiro, desenvolvido para empresa CONTRONIC Tecnologia para Diagnósticos, utiliza uma câmera infravermelha modelo DMM 22BUC03-ML do fabricante The Imaging Source que captura vídeos com de 640x480 a uma taxa de 30 quadros por segundo. O dispositivo foi montado a partir de uma máscara de mergulho, sendo que as lentes foram pintadas na cor preta para impedir a entrada de luz externa e furos foram realizados para permitir a fixação da câmera e também de uma tampa plástica. A Figura 40 apresenta duas imagens deste equipamento.



Figura 40 – Sistema VOG experimental I

Fonte: O autor

O segundo equipamento utilizado para gerar vídeos usados neste trabalho utiliza também uma câmera infravermelha e tem resolução de

480x360, capturando a uma velocidade de 30 quadros por segundo. Nesse sistema foi utilizada uma câmera de Playstation Eye, com lente modificada para curtas distâncias focais. Para permitir a fixação da câmera enfrente a acoplada em uma armação de óculos de grau. A Figura 41 apresenta esse equipamento. No caso deste os vídeos foram gerados por John De Witt [74] e disponibilizados para este trabalho.

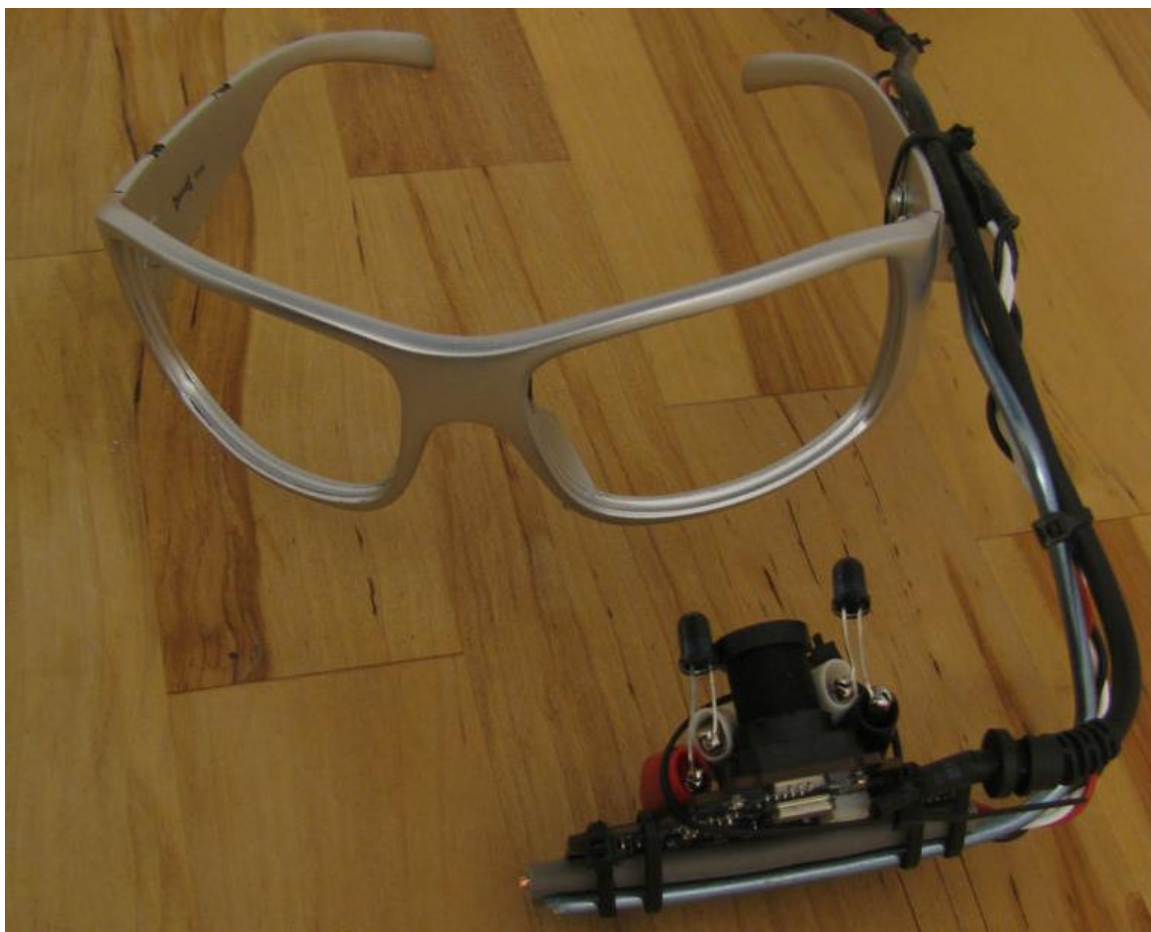


Figura 41 – Sistema VOG experimental II

Fonte: [74]

5.2 Procedimentos para Geração dos Vídeos

Os movimentos de torção ocular dos vídeos utilizados neste trabalho foram obtidos de três maneiras. A primeira foi através do processo de intorção e extorsão mostrado na seção 2.1. Esse processo permite gerar nistagmos torcionais mesmo em pessoas sem nenhum tipo de patologia. A Figura 42 mostra que esse processo foi realizado através da movimentação da cabeça

para a direita e esquerda. Neste caso, os vídeos foram capturados com os equipamentos descritos na seção 5.1.



Figura 42 – Movimentos da cabeça para geração de nistagmos torsionais

Fonte: O autor

Três vídeos foram capturados no laboratório do Grupo de Realidade Virtual (GRV) na Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS) através do sistema VOG experimental I da Figura 40. Três pessoas com diferentes colorações de íris foram selecionadas nesse processo de captura. Nesses vídeos os movimentos de torção ocular foram obtidos através do processo de intorção e extorção. A Figura 43 apresenta alguns quadros desses vídeos.

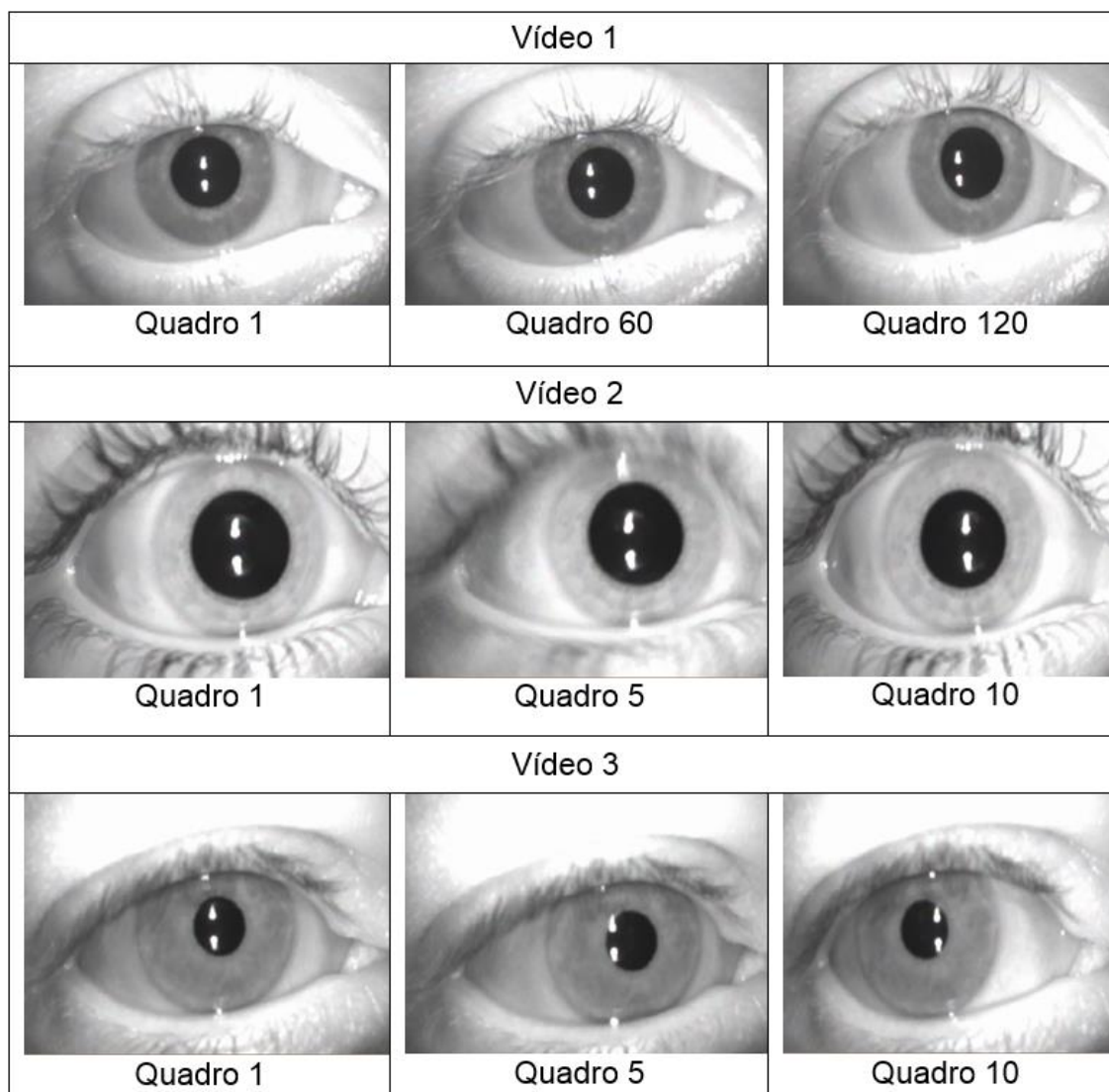


Figura 43 – Vídeos de nistagmos torcionais obtidos com o sistema VOG experimental I

Fonte: O autor

O quarto vídeo foi capturado através do sistema VOG experimental II da Figura 41 e publicado no youtube³ por John De Witt. Nesse vídeo os movimentos de torção ocular também foram obtidos através do processo de intorção e extorsão [74]. A Figura 44 apresenta alguns quadros desse vídeo.

³ <https://www.youtube.com/watch?v=byhLedmSWTI>

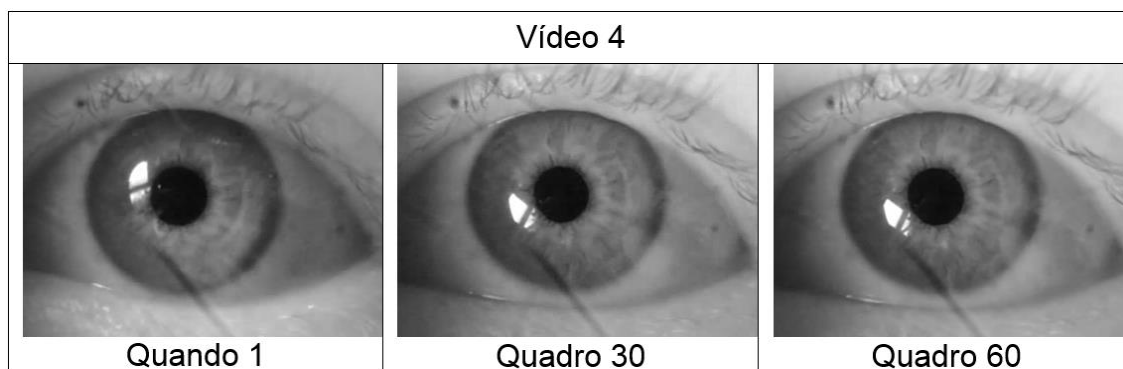


Figura 44 – Vídeo de nistagmos torcionais obtidos com o VOG de Witt

Fonte: [74]

A segunda categoria de vídeos foi obtida de pacientes com neurite vestibular. Conforme visto na seção 2.1, essa é uma doença comum causadora de vertigem. Este vídeo foi disponibilizado no YouTube⁴ por Lisa Koch [43]. O equipamento de captura não foi informado. As imagens da Figura 45 apresentam alguns quadros deste vídeo.

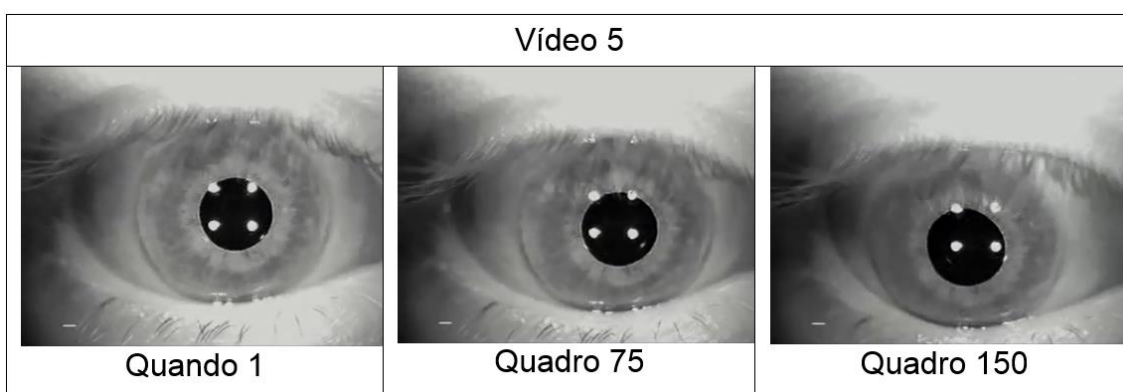


Figura 45 – Vídeo de nistagmos torcionais de paciente com neurite vestibular

Fonte: [43]

A terceira categoria de vídeos foi obtida através da produção artificial de uma rotação em uma imagem ocular. Isto foi feito para obter-se um vídeo com torções de até 5° em torno do centro da pupila, pois como visto na seção 2.1, através do processo de intorção e extorção é possível obter somente torções de até 3° por quadro.

⁴ <https://www.youtube.com/watch?v=a1noptspSUA..>

Para esse vídeo não foi necessário medir manualmente os ângulos de torção em cada quadro, pois os mesmos são conhecidos na geração do vídeo. Além disso, a pupila não sofrerá dilatação no decorrer do vídeo, sendo que a posição de centro da mesma é fixa. Isso reduz erros por esse tipo de problema, permitindo direcionar a avaliação do método proposto para medição da precisão de ângulos de torção maiores de 3° .

A produção do vídeo foi realizada por meio de rotações que variam $0,1^\circ$ até 5° por quadro de uma imagem ocular em torno do centro da pupila através de recursos de processamento de imagens. A cada novo quadro do vídeo a imagem é rotacionada sentido horário até formar 90° e depois no sentido anti-horário. A imagem utilizada foi publicada no Forensic Informatics Biometric Repository (FIB-R)⁵ por Jason Tangen [64]. Essa imagem foi selecionada para produção desse vídeo, pois possui resolução superior aos outros vídeos utilizados nesse trabalho. O equipamento de captura não foi informado. A Figura 46 apresenta alguns quadros desse vídeo.

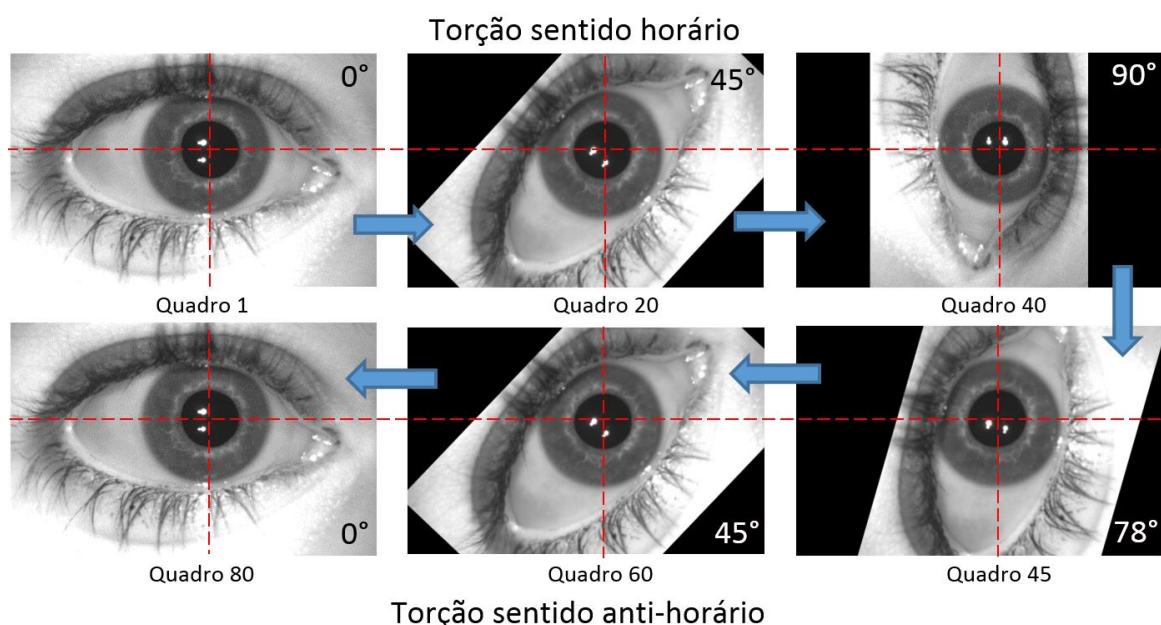


Figura 46 – Vídeo de nistagmos torcionais produzido

Fonte: O autor

⁵ <http://fib-r.com/irises/>

A Tabela 4 apresenta resumidamente os vídeos de torção ocular utilizados nesse trabalho, mostrando a resolução, quantidade de quadros, cor da íris, equipamento de aquisição utilizado e origem da torção ocular.

Tabela 4 – Especificações dos vídeos de nistagmos torsionais

Fonte: O autor

Vídeo	Resolução	Quadros	Cor da íris	Equipamento de aquisição	Origem da torção ocular
1	640x480	120	Castanho claro	Experimental I	Intorção e extorsão
2	640x480	10	Preto	Experimental I	Intorção e extorsão
3	640x480	10	Verde	Experimental I	Intorção e extorsão
4	480x360	60	Castanho claro	Experimental II	Intorção e extorsão
5	320x240	150	Azul	Desconhecido	Neurite vestibular
6	752x480	80	Castanho escuro	Desconhecido	Rotação da imagem

5.3 Geração do Padrão Ouro

Essa seção apresenta o método utilizado para gerar o *padrão ouro*⁶ dos ângulos de torção dos cinco primeiros vídeos apresentados na seção 5.3. Esses ângulos serão utilizados no capítulo 6 para medir a acurácia do método proposto.

A literatura apresenta duas formas para obtenção do padrão ouro da torção ocular. Na primeira abordagem, o vídeo é anotado por um usuário experiente utilizando um editor gráfico. Esta abordagem é utilizada por Ong e Haslwanter [54], Hoshino e Nakagomi [34], e Jampel [39]. Este último, por exemplo, utiliza o editor Photoshop para marcar as características da íris a cada quadro do vídeo (Figura 47). Na segunda abordagem o padrão ouro é obtido através da produção artificial de torções conhecidas em uma imagem ocular. Esta abordagem é utilizada por usada por Lee, Choi e Park [45].

⁶ A ideia do padrão ouro é determinar a validade dos resultados de um estudo, servindo como valor de referência cuja acurácia se aproxima o máximo possível da realidade [BO] [BO].

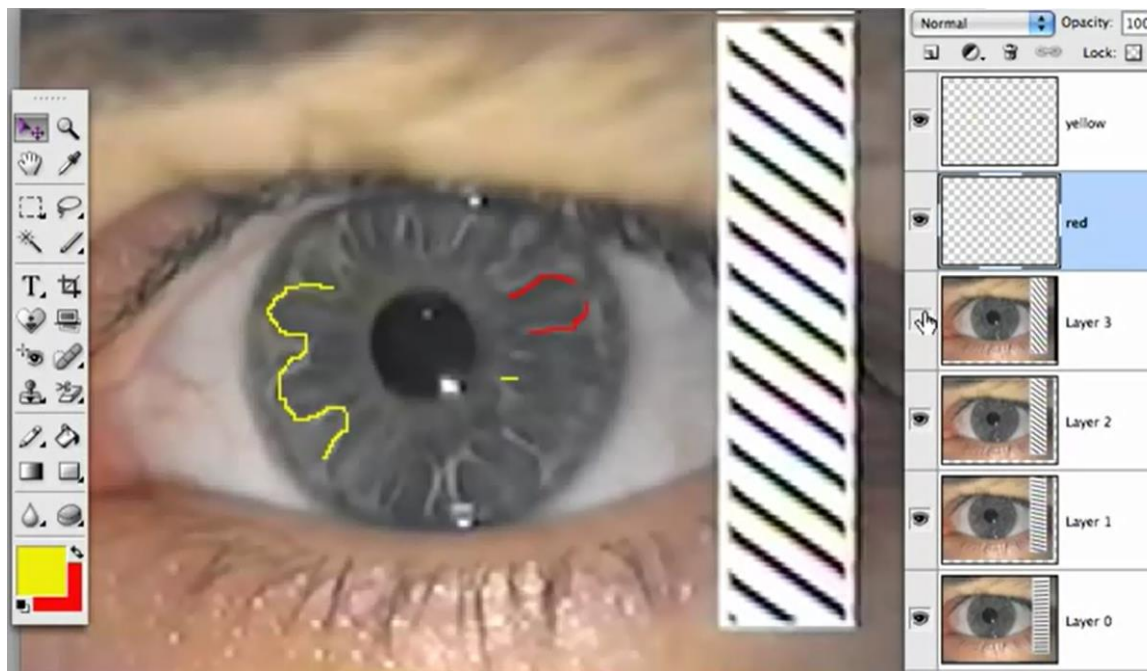


Figura 47 – Marcação de características na íris

Fonte: [39]

Na linha da primeira abordagem, foi desenvolvido um sistema que oferece recursos para facilitar a geração do padrão ouro. Esse sistema permite a obtenção do ângulo de torção em cada quadro do vídeo através da demarcação da posição da pupila e do encaixe de características da íris em dois quadros consecutivos de vídeo. A interface gráfica do sistema permite a navegação entre os quadros do vídeo e a visualização, importação e exportação dos ângulos de torção medidos. O programa foi desenvolvido em JAVA 8, utilizando os recursos do OpenCV 2.4.9.

Ao carregar um vídeo de torção ocular, automaticamente são determinados o tamanho e posição da pupila em todos os quadros do vídeo. Para esta tarefa, é utilizada a mesma técnica de cálculo de centro da pupila descrita na seção 4.2. Como é possível visualizar na Figura 48, círculos verdes são posicionados em torno das pupilas de dois quadros consecutivos. Para corrigir eventuais problemas no cálculo de centro da pupila, o usuário pode alterar a posição e tamanho desses círculos através dos recursos oferecidos na interface gráfica do sistema.

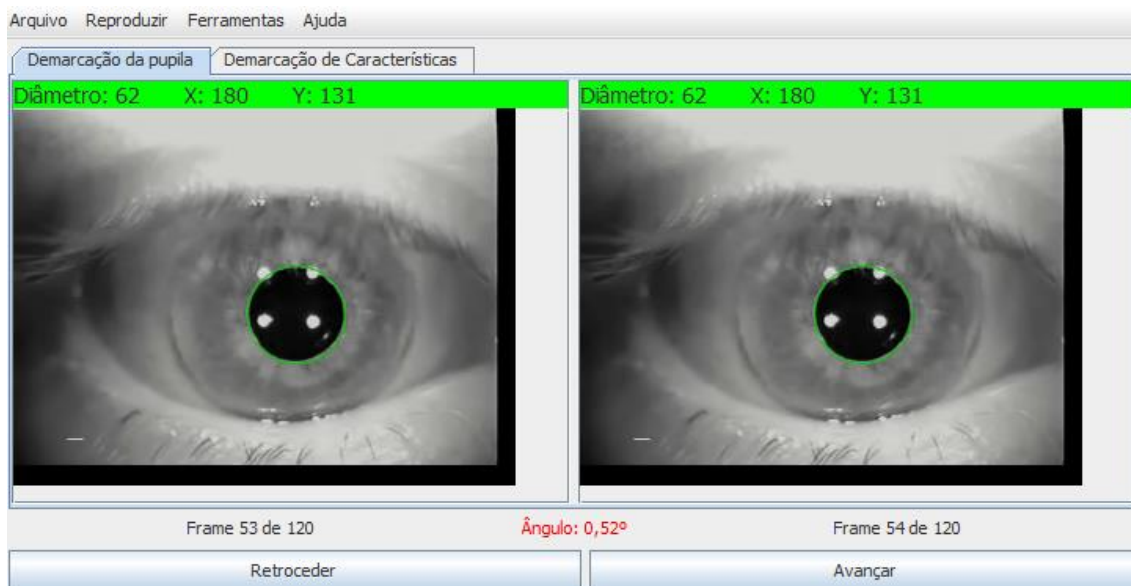


Figura 48 – Demarcação da pupila

Fonte: O autor

Para determinar o ângulo de rotação do olho, a etapa seguinte é a obtenção das características da íris. A partir da análise da posição destas características em dois quadros consecutivos, se faz o cálculo do ângulo de torção.

Na abordagem deste trabalho, estas características são os contornos contidos na imagem da íris (Figura 49A). Para tanto, a pupila e a região externa da íris são removidas da imagem, conforme Figura 49B. Essa remoção é realizada através da pintura dessas regiões com a cor mais predominante da região da íris. Logo após é feita a equalização da imagem para ressaltar as características da íris, conforme mostra Figura 49C. Por último, as características da íris na imagem são obtidas através da aplicação de um método de detecção contornos nessa imagem equalizada, o resultado final pode ser visualizado na Figura 49D.

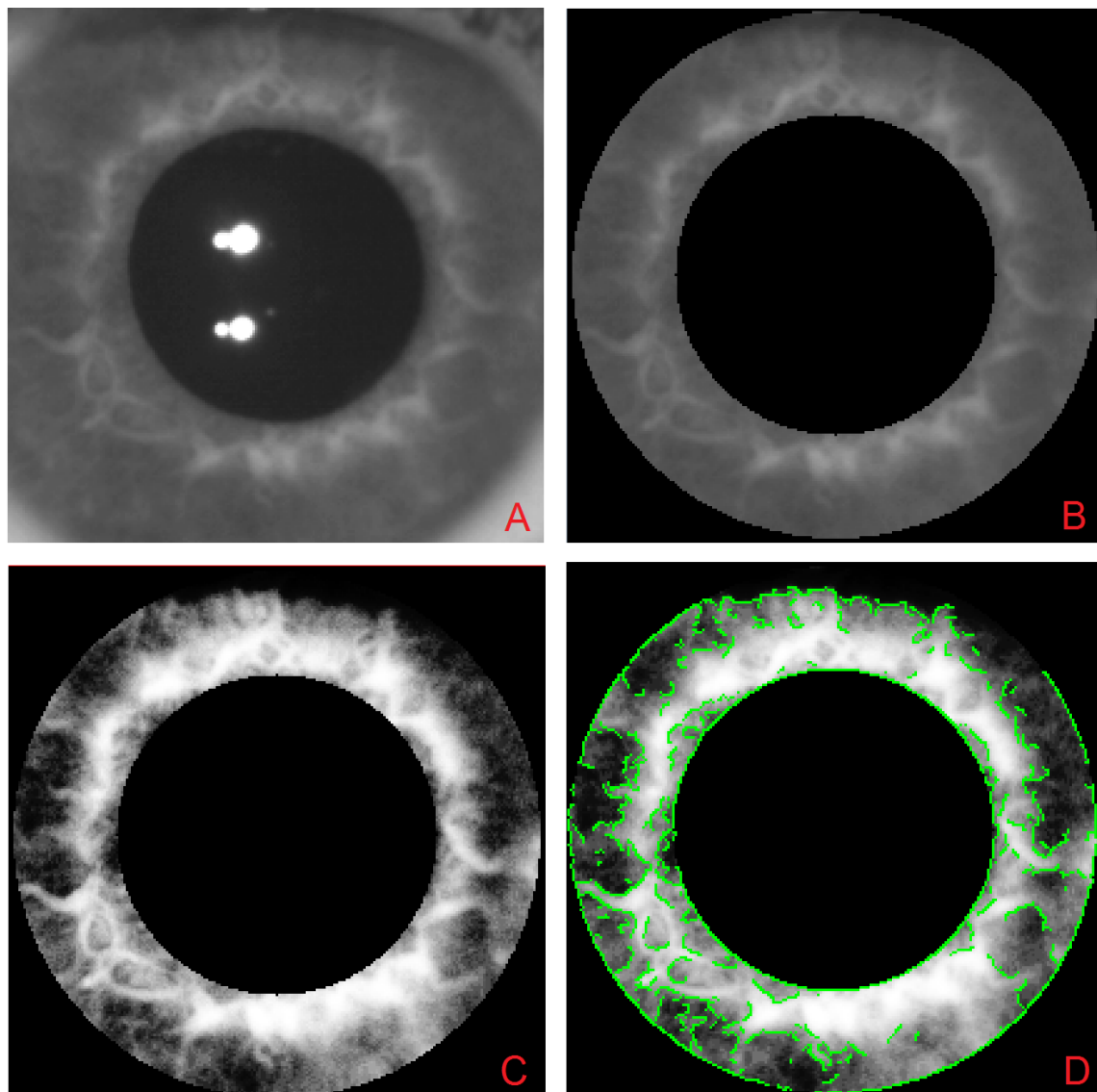


Figura 49 – Obtenção das bordas de características da íris

Fonte: O autor

A partir disto, as características do quadro da esquerda são copiadas para o quadro da direita, conforme exemplo da Figura 50, e o usuário pode girá-las sobre esta imagem. O operador pode girar as características de $0,01^\circ$ até 360° com incrementos $0,01^\circ$. O ângulo de torção ocular é atualizado em tempo real na parte inferior da interface do sistema.

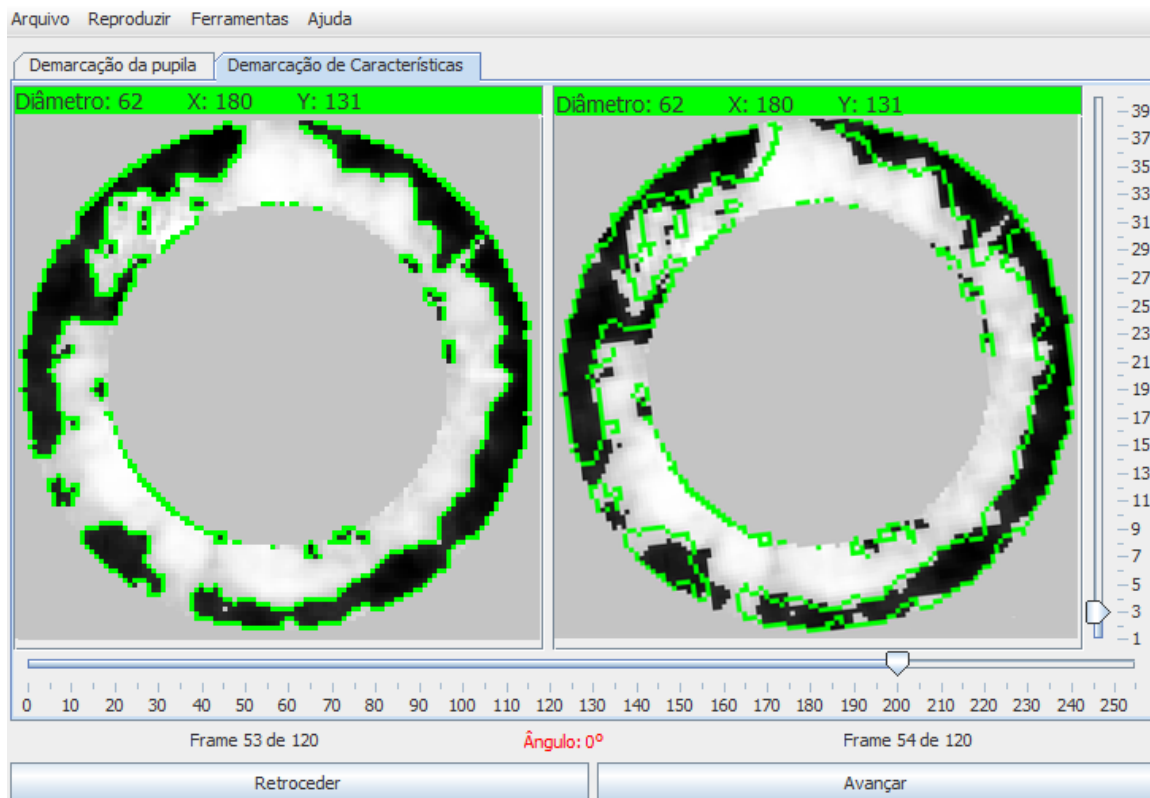


Figura 50 – Demarcação de características (bordas desalinhadas)

Fonte: O autor

Nesse exemplo, para encaixar a borda verde nas características da íris, o operador deve rotacionar a borda no sentido anti-horário. O alinhamento final da borda com as características da íris pode ser visto na Figura 51, totalizando um ângulo de torção de $-5,01^\circ$.

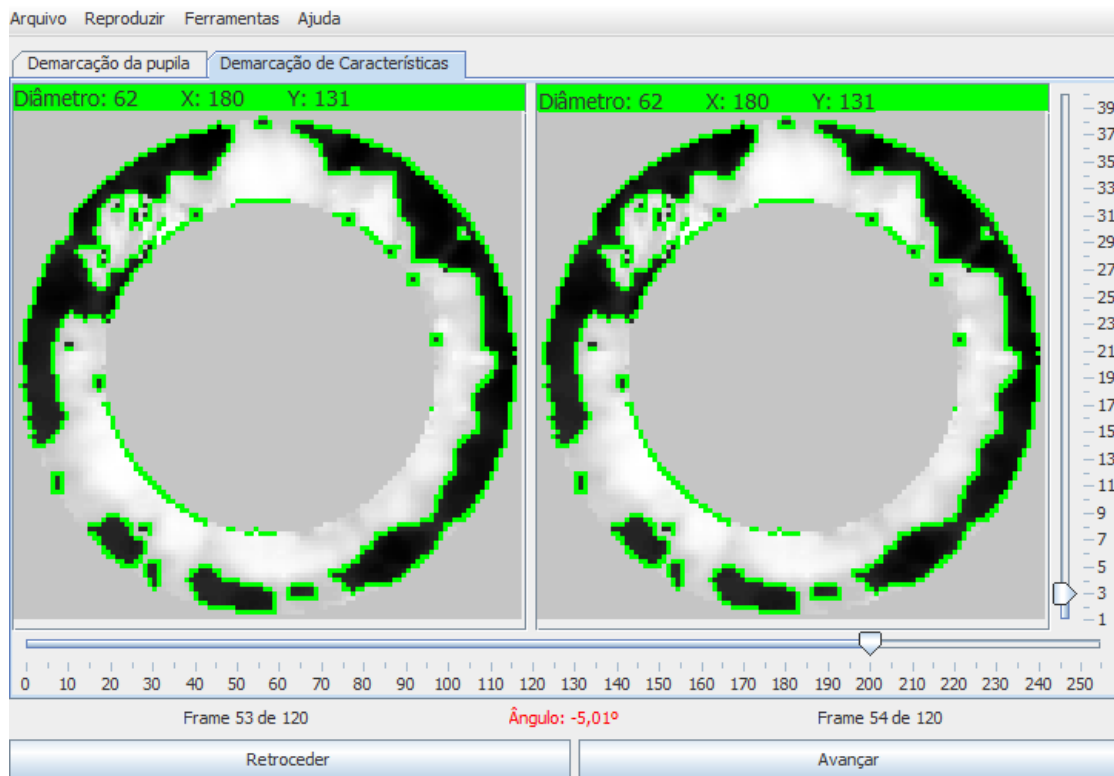


Figura 51 – Demarcação de características (bordas alinhadas)

Fonte: O autor

6 RESULTADOS

O presente capítulo tem como objetivo avaliar a precisão do método DirectFlow, proposto no capítulo 4.

A avaliação foi realizada através da comparação dos ângulos medidos pelo método, com os ângulos padrão ouro gerados através dos recursos apresentados na seção 5.3.

Nos métodos apresentados na seção 3.2, pequenos deslocamentos de centro de 1 pixel, em imagens da íris transformada com tamanho de 10 x 900 pixels, podem ocasionar erros na faixa de 1,0° [45].

Para realizar uma análise comparativa da precisão do método proposto, foram também implementados dois outros métodos, representativos das abordagens existentes na literatura. Neste trabalho estes métodos são denominados PolarFlow e Direct, e suas etapas podem ser vistas à direita da Figura 52.

O método PolarFlow segue as mesmas etapas dos métodos convencionais apresentados na seção 3.2, detectando a torção ocular via transformação polar da imagem da íris. Esse método é similar ao trabalho de Lee, Choi e Park [45], pois utiliza a mesma técnica de rastreamento de características na imagem transformada da íris.

O método Direct é uma simplificação do método DirectFlow, não sendo executadas as etapas de Detecção de Deslocamentos de Centro e Correção do Deslocamento de Centro, apresentadas na seção 4.4. Todos os métodos avaliados nessa seção utilizam a mesma técnica de cálculo da posição de centro e tamanho da pupila e também a mesma técnica de rastreamento de características via fluxo óptico, no caso o algoritmo Lucas-Kanade Pyrm (LKP) [12].

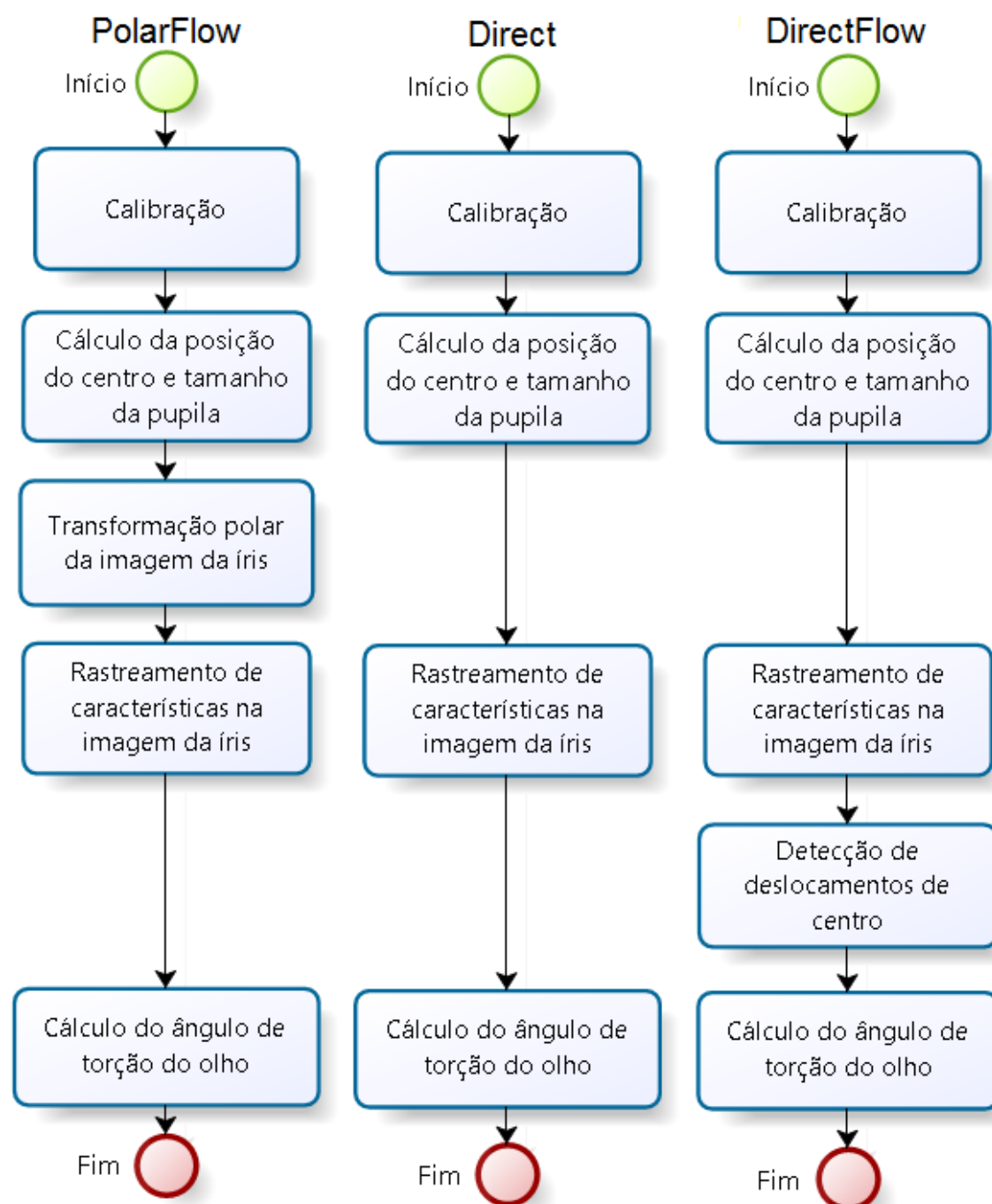


Figura 52 – Processos dos métodos PolarFlow, Direct e DirectFlow

Fonte: O autor

6.1 Apresentação dos Resultados

A presente seção mostra os resultados obtidos pelos métodos em cada um dos vídeos. Os parâmetros de comparação entre os métodos são erro médio, erro mínimo, erro máximo e velocidade. No cálculo desses parâmetros n representa a quantidade de quadros do vídeo e e_i o erro da medição do ângulo

de torção ocular do método a cada quadro. Esse erro é obtido através da Equação 8, sendo que A_i representa o ângulo de torção medido pelo método e G_i o ângulo de torção padrão ouro.

O **erro médio** é medido em graus, este parâmetro define a média dos erros cometidos no decorrer da medição da torção angular de todos os quadros do vídeo. A Equação 9 apresenta o cálculo desse parâmetro. O **erro mínimo** (Equação 10) e **máximo** (Equação 11), medidos em graus, definem o menor e maior erros obtidos no decorrer da medição da torção angular de todos os quadros do vídeo. Por fim, a **velocidade**, medida em frames por segundo (FPS) define quantos quadros do vídeo são processados em um segundo. A Equação 12 apresenta o cálculo desse parâmetro, sendo que t representa o tempo total em segundos que cada método levou para processar todo o vídeo.

$$e_i = |A_i - G_i|$$

Equação 8 – Cálculo do erro da medição da torção angular (graus)

$$e_{méd} = \frac{\sum_{i=0}^n e_i}{n}$$

Equação 9 – Cálculo do erro médio (graus)

$$e_{min} = \min_{i=0}^n (e_i)$$

Equação 10 – Cálculo do erro mínimo (graus)

$$e_{max} = \max_{i=0}^n (e_i)$$

Equação 11 – Cálculo do erro máximo (graus)

$$v = \frac{n}{t}$$

Equação 12 – Cálculo de velocidade (FPS)

Os deslocamentos de centro entre as imagens oculares utilizadas no processo de rastreamento mostrados nos gráficos são obtidos através do módulo do vetor de deslocamento \vec{d} da imagem da Figura 53. Essa imagem mostra dois quadros que possuem um deslocamento no sentido horizontal para direita e vertical para baixo.

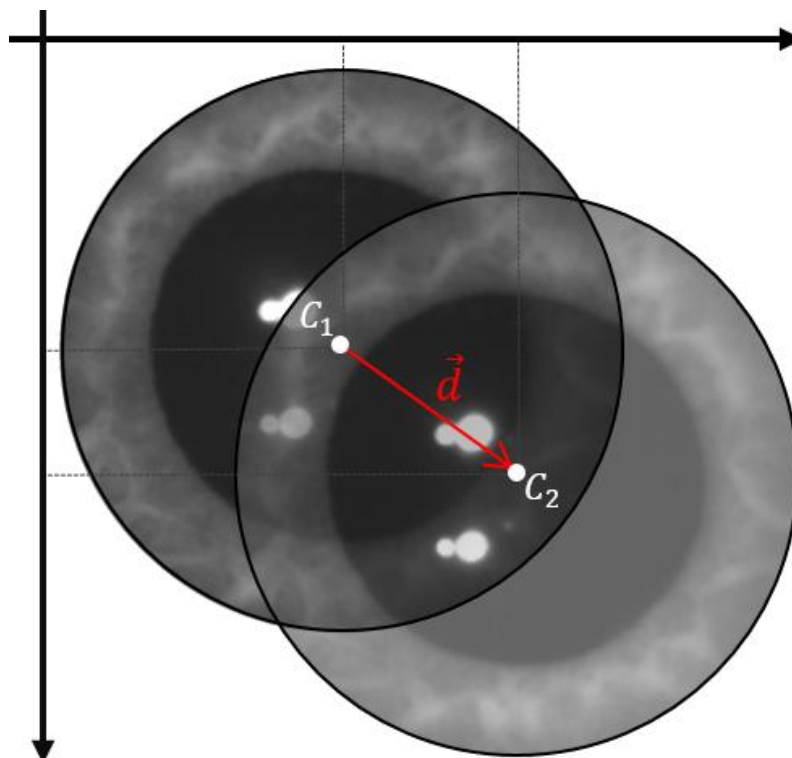


Figura 53 – Vetor de deslocamento do centro de torção das imagens oculares

Fonte: O autor

A medição do ângulo da torção ocular foi realizada nos seis vídeos apresentados na seção 5.2, em um computador com processador Intel Core i7-3610QM 2.3GHz com 8GB de memória RAM. Os resultados obtidos pelos métodos em cada um dos vídeos, são apresentados a seguir.

6.1.1 Resultados para o Vídeo 1

A Tabela 5 apresenta os resultados da aplicação dos métodos no vídeo 1. Os ângulos de torção ocular medidos com cada método são mostrados na Figura 54, nas quais, estes podem ser comparados com os dados do padrão ouro.

Tabela 5 – Resultados da precisão e velocidade para o vídeo 1

Fonte: O autor

Método	Erro méd. (°)	Erro máx. (°)	Erro mín. (°)	Velocidade (FPS)
Direct	0,4122	1,4781	0,0071	19,98
DirectFlow	0,2126	0,8999	0,0001	18,39
PolarFlow	0,3066	0,9987	0,0043	16,23

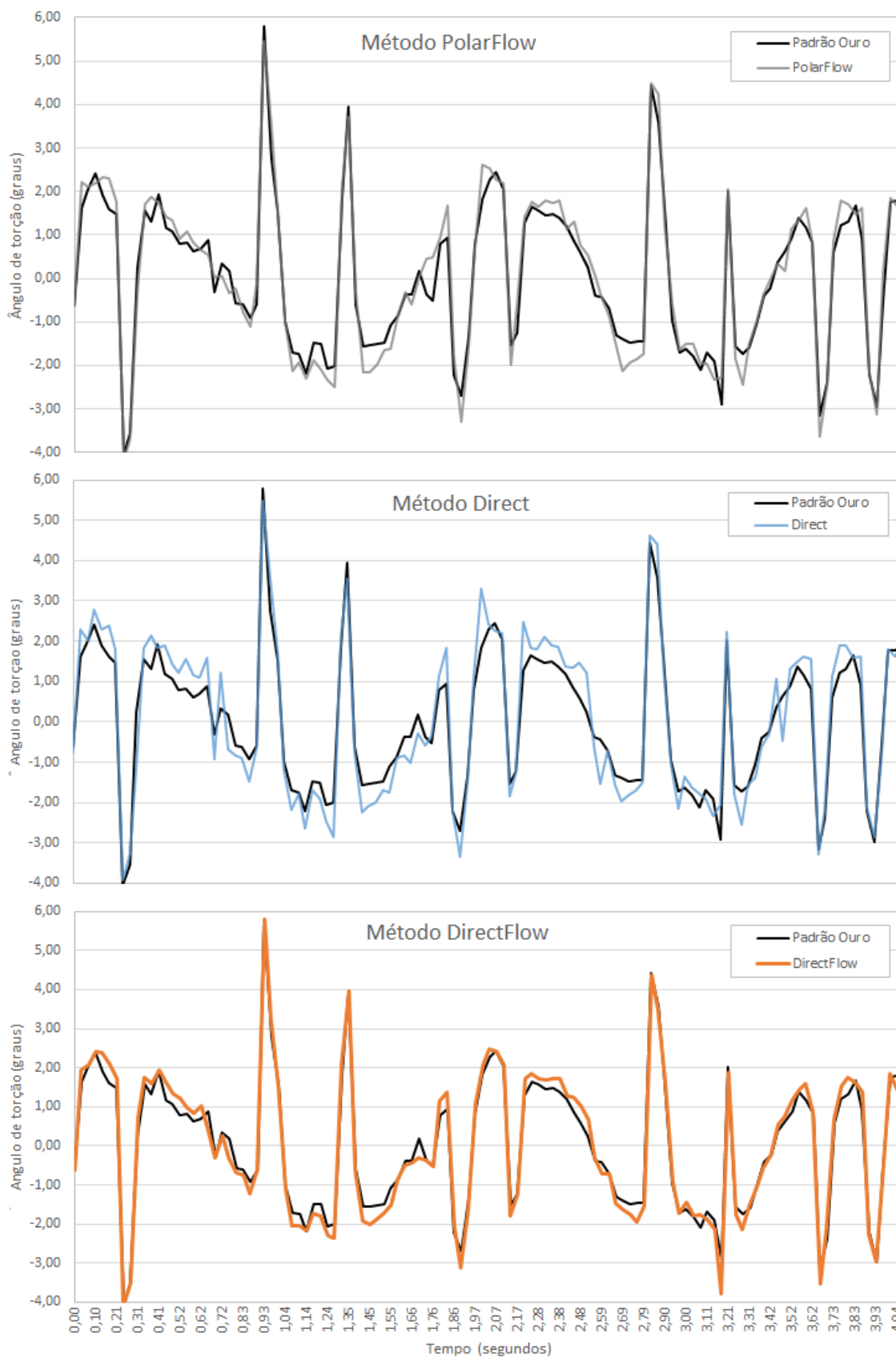


Figura 54 – Gráficos do ângulo de torção calculado para o vídeo 1

Fonte: O autor

A fim de avaliar o comportamento dos métodos frente à ocorrência de deslocamentos da posição da íris entre quadros adjacentes, a Figura 55 apresenta estes deslocamentos medidos em pixels. O primeiro gráfico apresenta a magnitude dos deslocamentos e os demais, os erros cometidos com a aplicação de cada método.

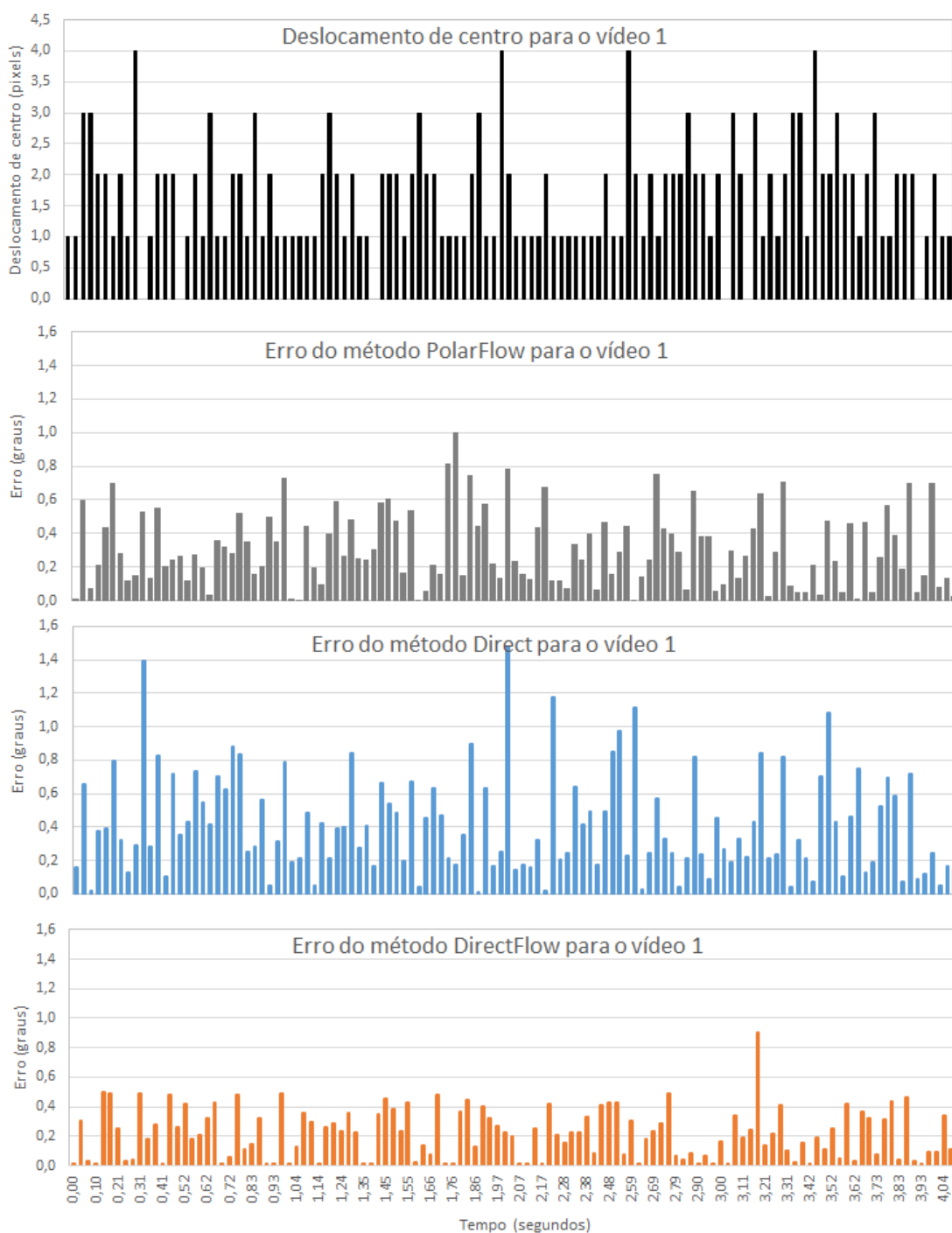


Figura 55 – Gráficos de erro dos métodos para o vídeo 1

Fonte: O autor

Para permitir a avaliação da magnitude dos erros de cada método, e como estes erros se concentram em cada faixa de erro, o gráfico da Figura 56, apresenta um histograma com estes erros agrupados pelo tamanho do erro.

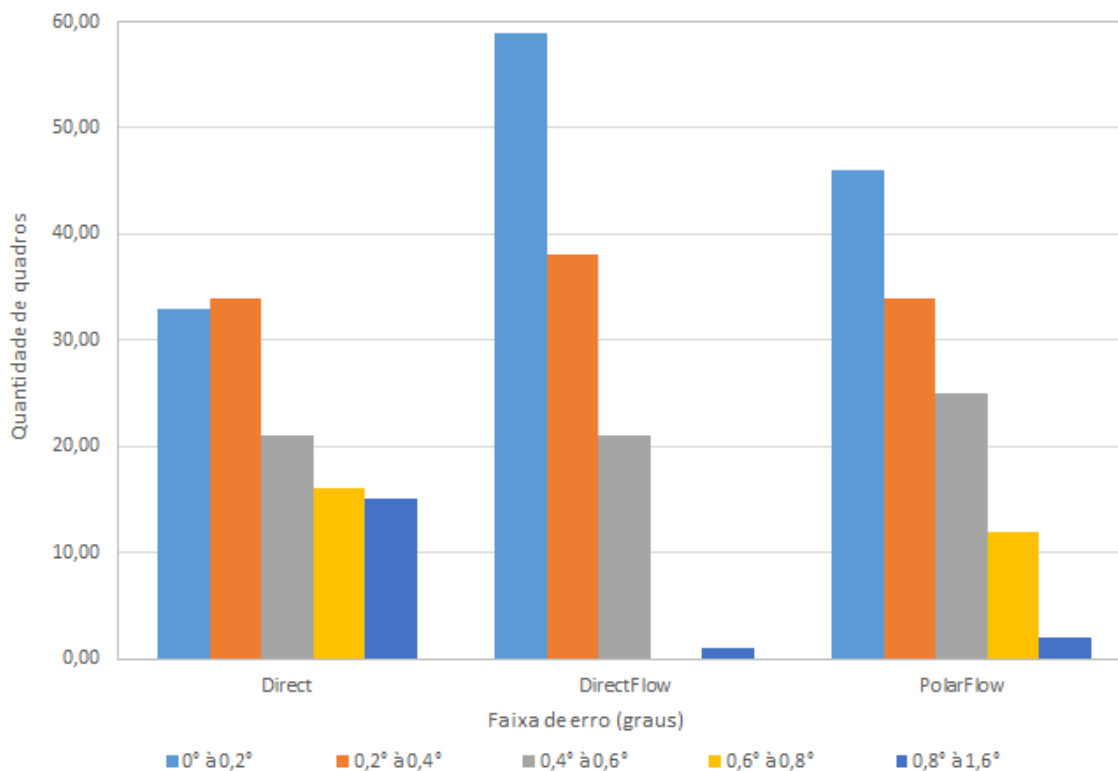


Figura 56 – Histograma de erros para o vídeo 1

Fonte: O autor

6.1.2 Resultados para o Vídeo 2

A Tabela 6 apresenta os resultados da aplicação dos métodos no vídeo 2. Os ângulos de torção ocular medidos com cada método são mostrados na Figura 57, nas quais, estes podem ser comparados com os dados do padrão ouro.

Tabela 6 – Resultados da precisão e velocidade para o vídeo 2

Fonte: O autor

Método	Erro méd. (°)	Erro máx. (°)	Erro mín. (°)	Velocidade (FPS)
Direct	0,3236	0,8191	0,0840	16,37
DirectFlow	0,1148	0,3368	0,0001	15,33
PolarFlow	0,2774	0,6513	0,0571	13,69

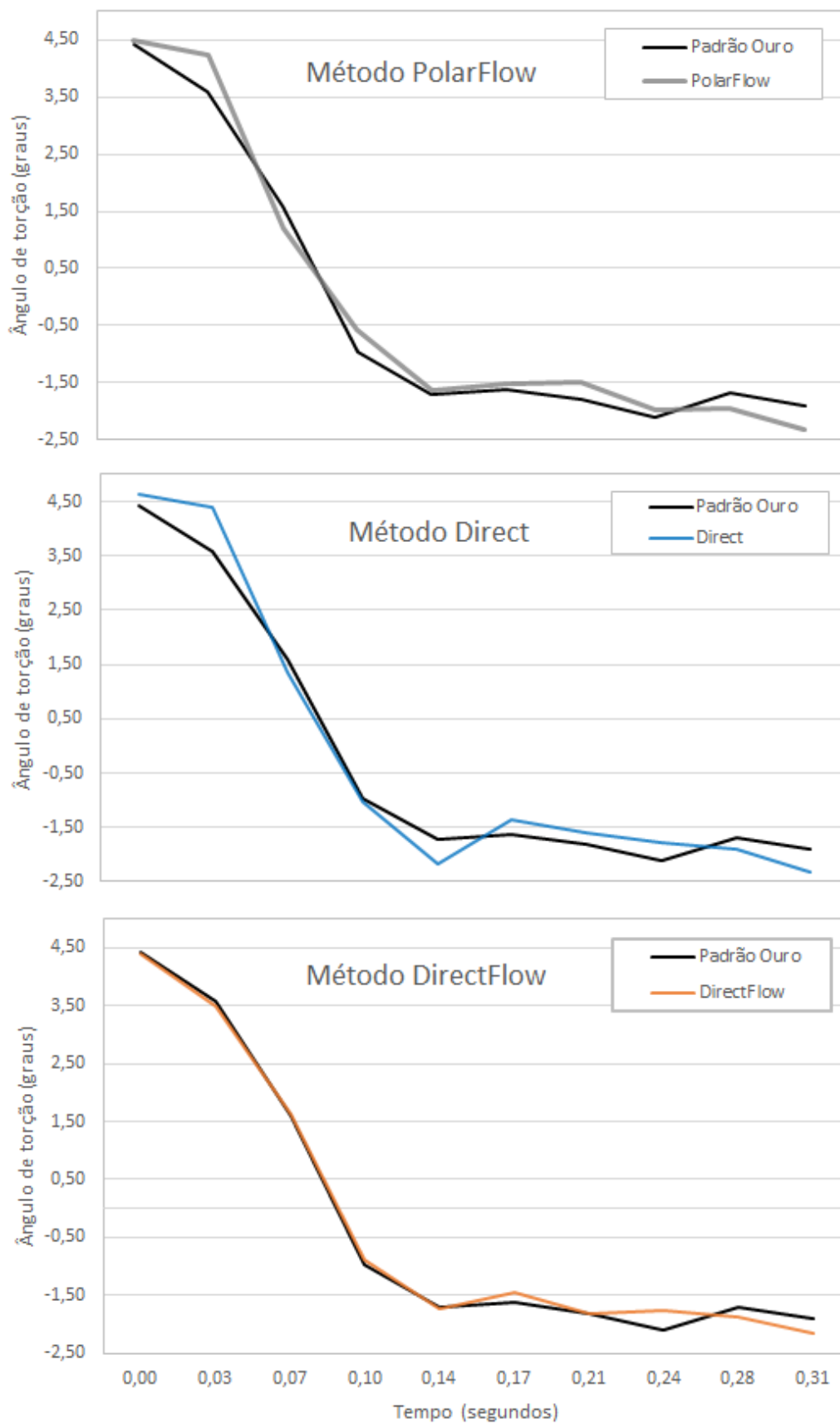


Figura 57 – Gráfico do ângulo de torção calculado para o vídeo 2

Fonte: O autor

A fim de avaliar o comportamento dos métodos frente à ocorrência de deslocamentos da posição da íris entre quadros adjacentes, a Figura 58 apresenta estes deslocamentos medidos em pixels. O primeiro gráfico apresenta a magnitude dos deslocamentos e os demais, os erros cometidos com a aplicação de cada método.

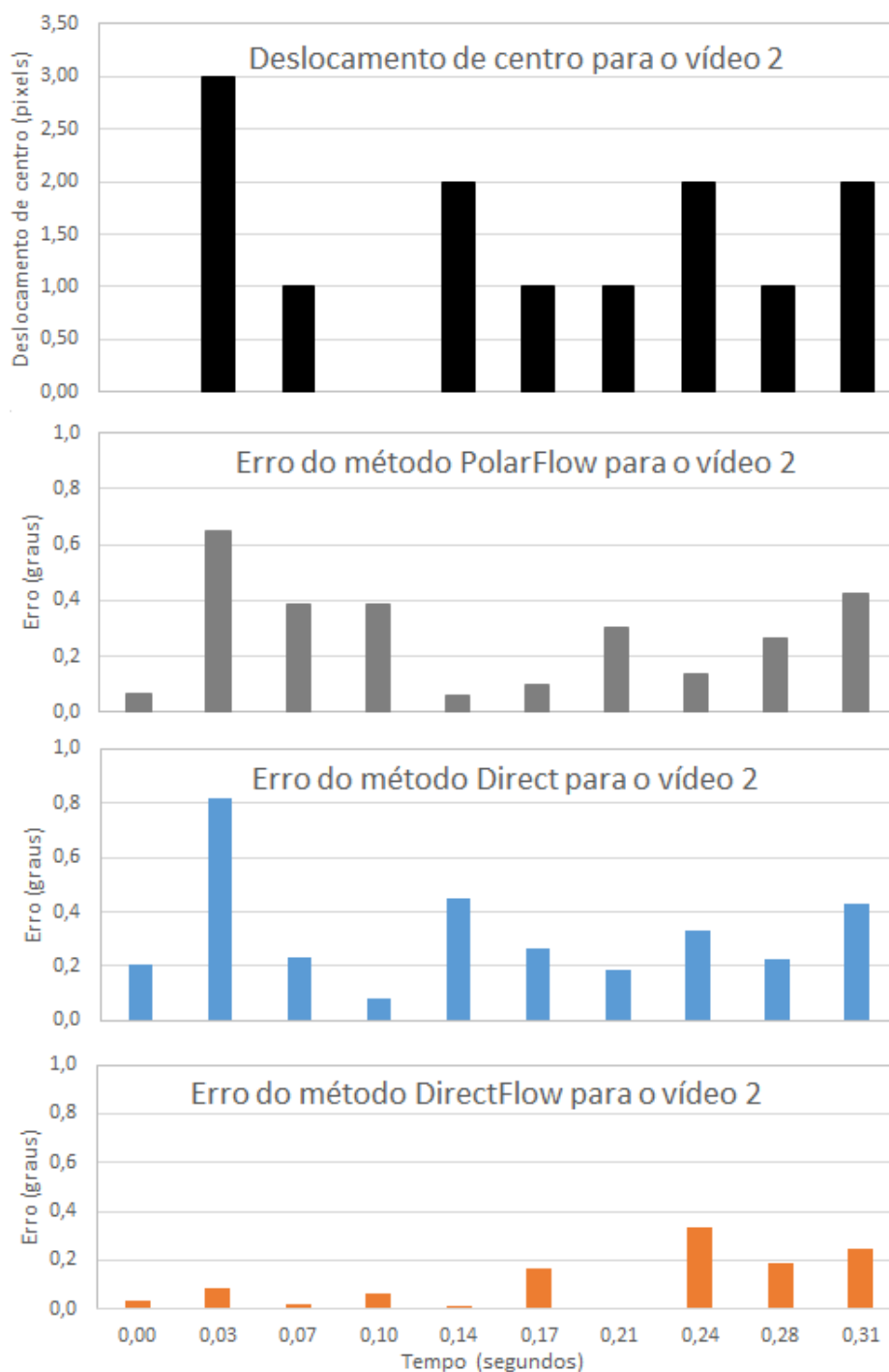


Figura 58 – Gráfico de erro dos métodos para o vídeo 2

Fonte: O autor

Para permitir a avaliação da magnitude dos erros de cada método, e como estes erros se concentram em cada faixa de erro, o gráfico da Figura 59, apresenta um histograma com estes erros agrupados pelo tamanho do erro.

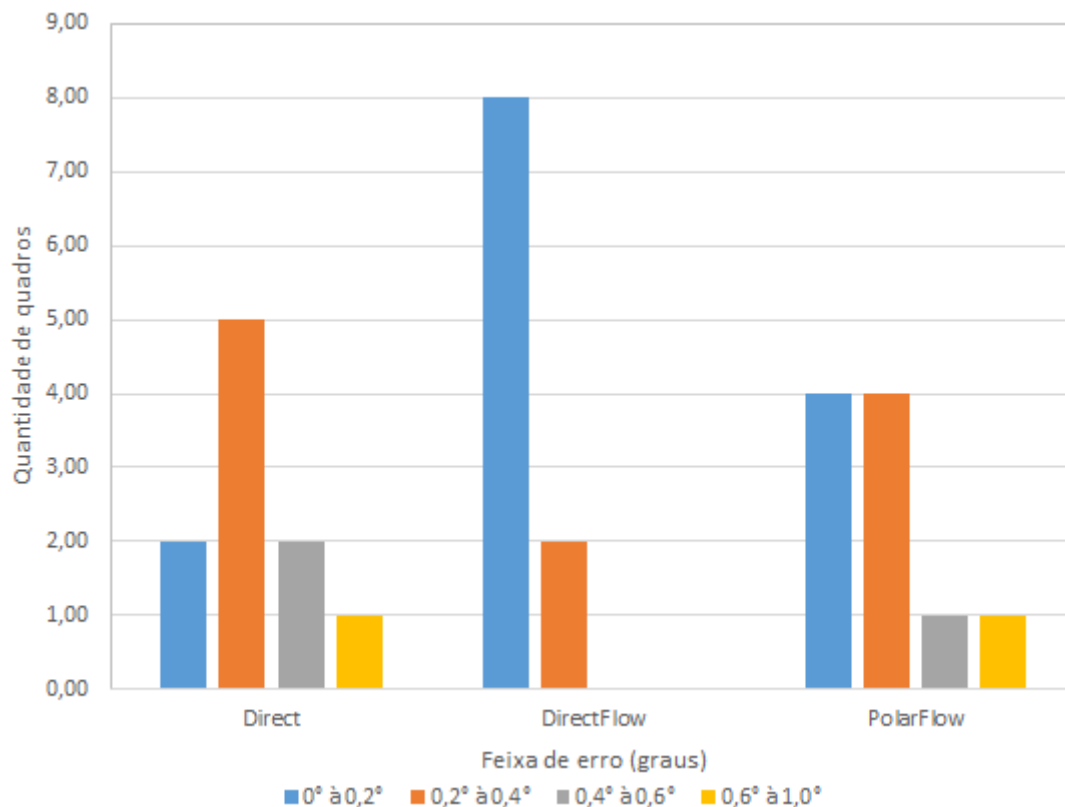


Figura 59 – Histograma de erros para o vídeo 2

Fonte: O autor

6.1.3 Resultados para o Vídeo 3

A Tabela 7 apresenta os resultados da aplicação dos métodos no vídeo 3. Os ângulos de torção ocular medidos com cada método são mostrados na Figura 60, nas quais, estes podem ser comparados com os dados do padrão ouro.

Tabela 7 – Resultados da precisão e velocidade para o vídeo 3

Fonte: O autor

Método	Erro méd. (°)	Erro máx. (°)	Erro mín. (°)	Velocidade (FPS)
Direct	0,4523	1,3930	0,0198	16,12
DirectFlow	0,1849	0,4915	0,0052	15,08
PolarFlow	0,3116	0,6994	0,0140	13,31

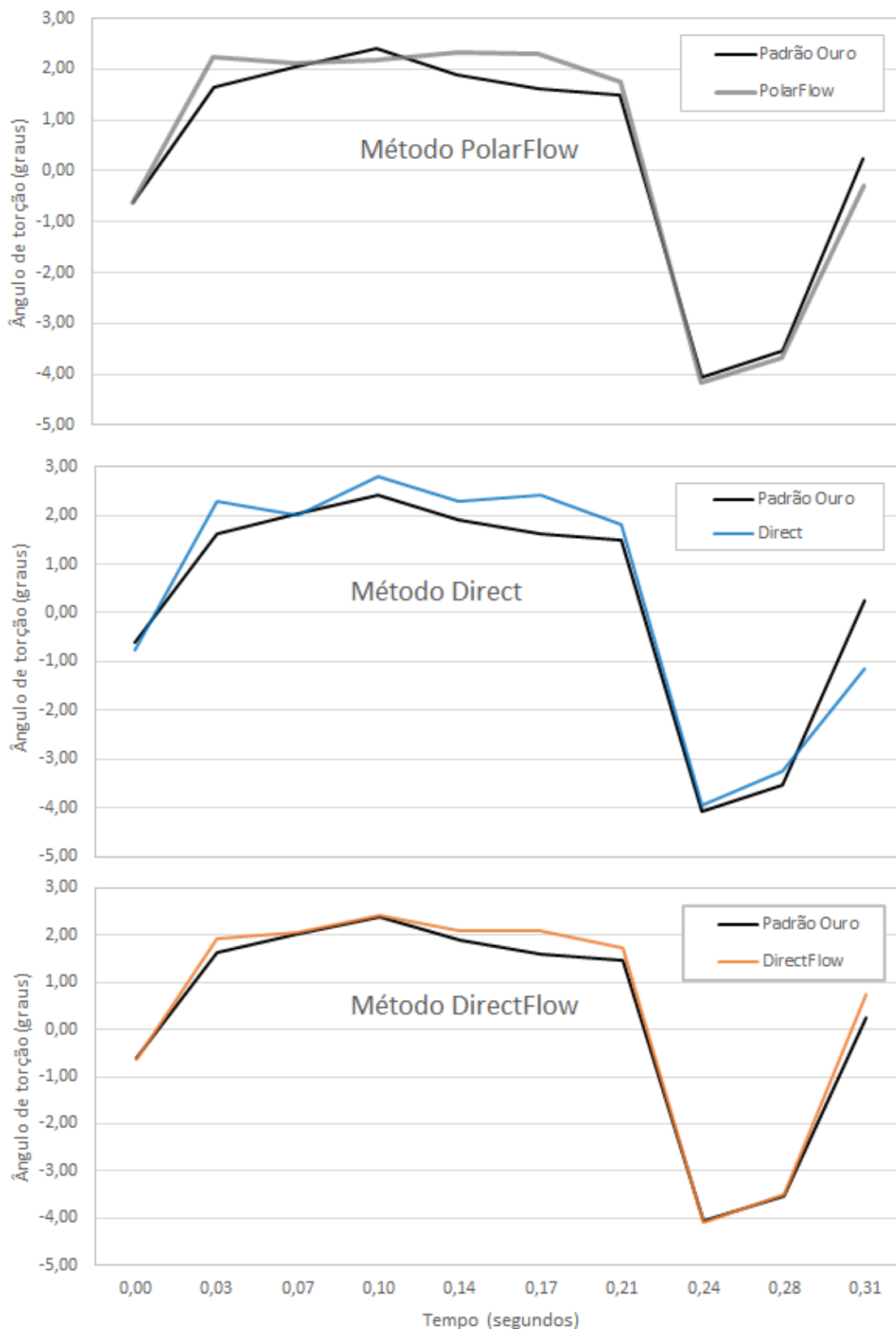


Figura 60 – Gráfico do ângulo de torção calculado para o vídeo 3

Fonte: O autor

A fim de avaliar o comportamento dos métodos frente à ocorrência de deslocamentos da posição da íris entre quadros adjacentes, a Figura 61 apresenta estes deslocamentos medidos em pixels. O primeiro gráfico apresenta a magnitude dos deslocamentos e os demais, os erros cometidos com a aplicação de cada método.

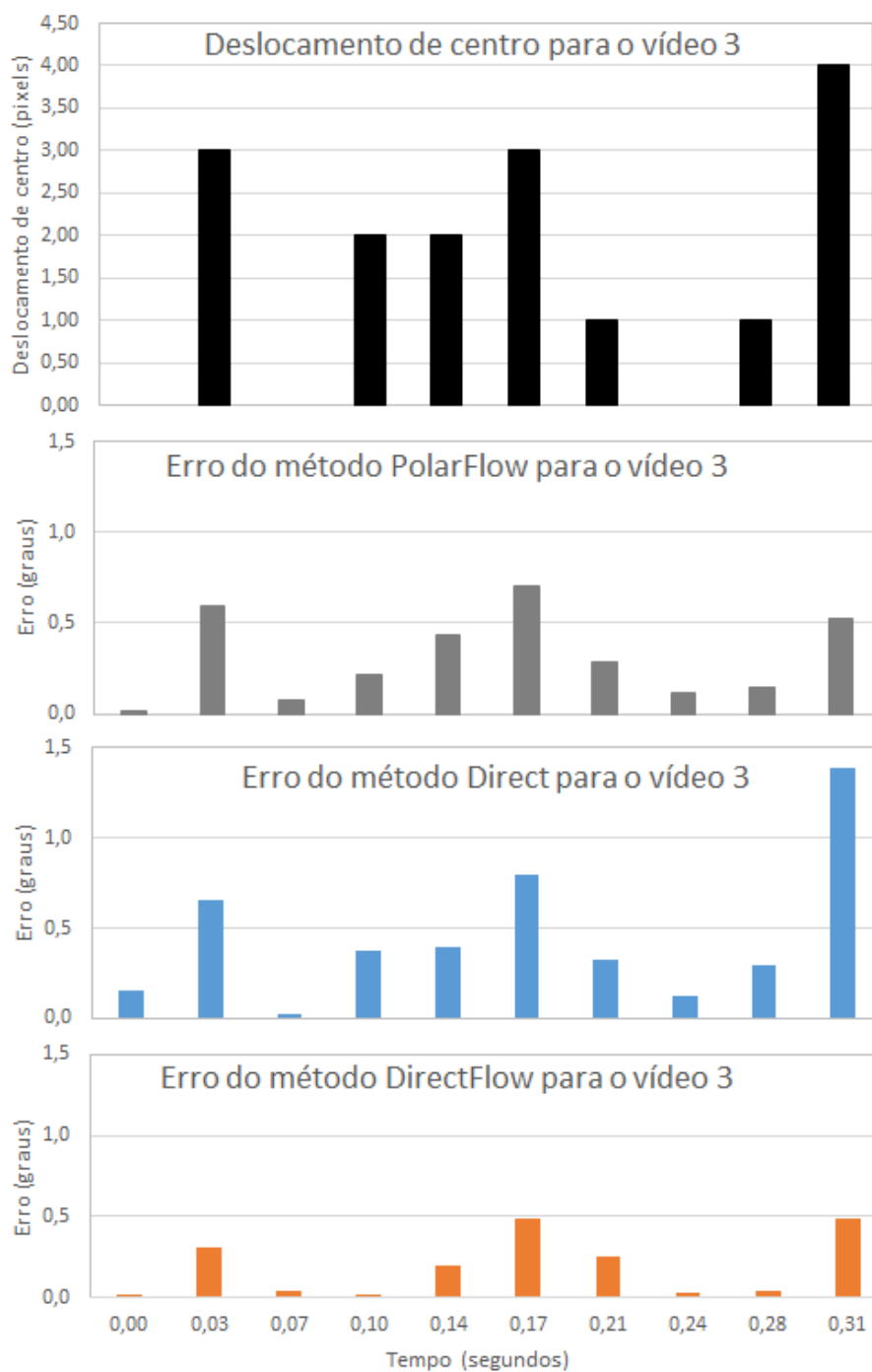


Figura 61 – Gráfico de erro dos métodos para o vídeo 3

Fonte: O autor

Para permitir a avaliação da magnitude dos erros de cada método, e como estes erros se concentram em cada faixa de erro, o gráfico da Figura 62, apresenta um histograma com estes erros agrupados pelo tamanho do erro.

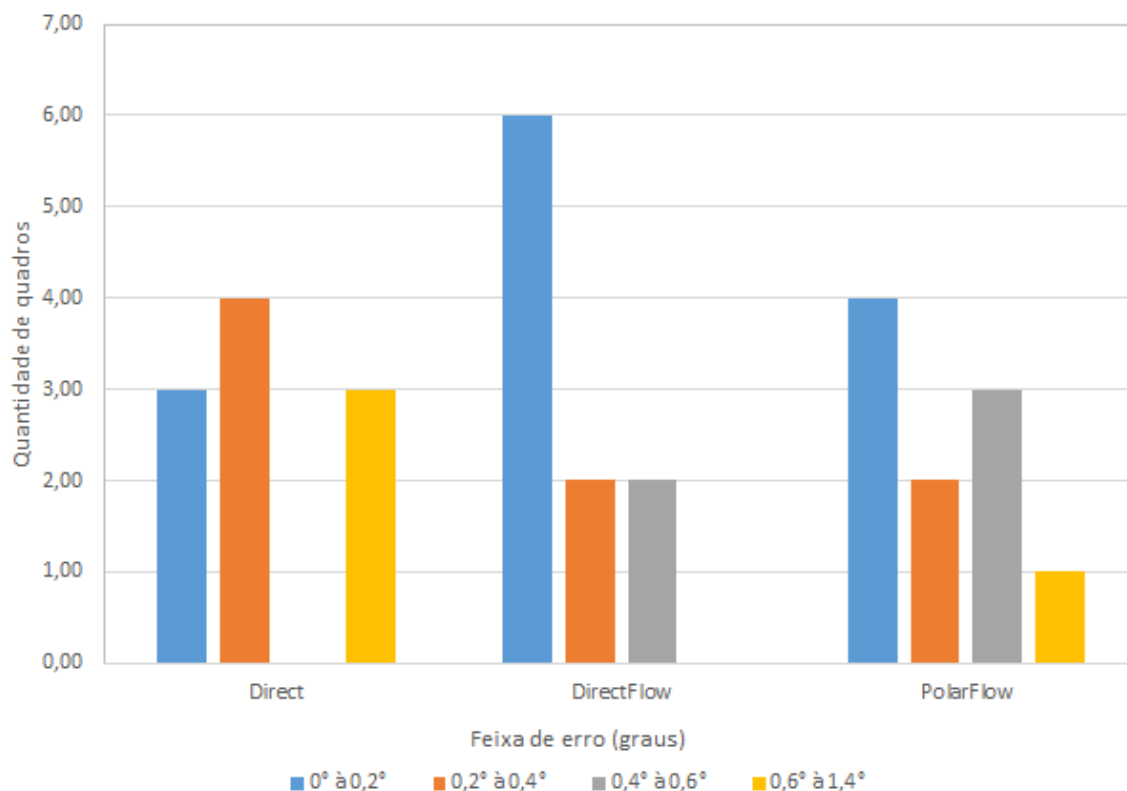


Figura 62 – Histograma de erros para o vídeo 3

Fonte: O autor

6.1.4 Resultados para o Vídeo 4

A Tabela 8 apresenta os resultados da aplicação dos métodos no vídeo 4. Os ângulos de torção ocular medidos com cada método são mostrados na Figura 63, nas quais, estes podem ser comparados com os dados do padrão ouro.

Tabela 8 – Resultados da precisão e velocidade para o vídeo 4

Fonte: O autor

Método	Erro méd. (°)	Erro máx. (°)	Erro mín. (°)	Velocidade (FPS)
Direct	0,2739	1,0684	0,0060	26,20545073
DirectFlow	0,1453	0,4885	0,0089	24,35460302
PolarFlow	0,4151	1,8955	0,0144	29,97601918

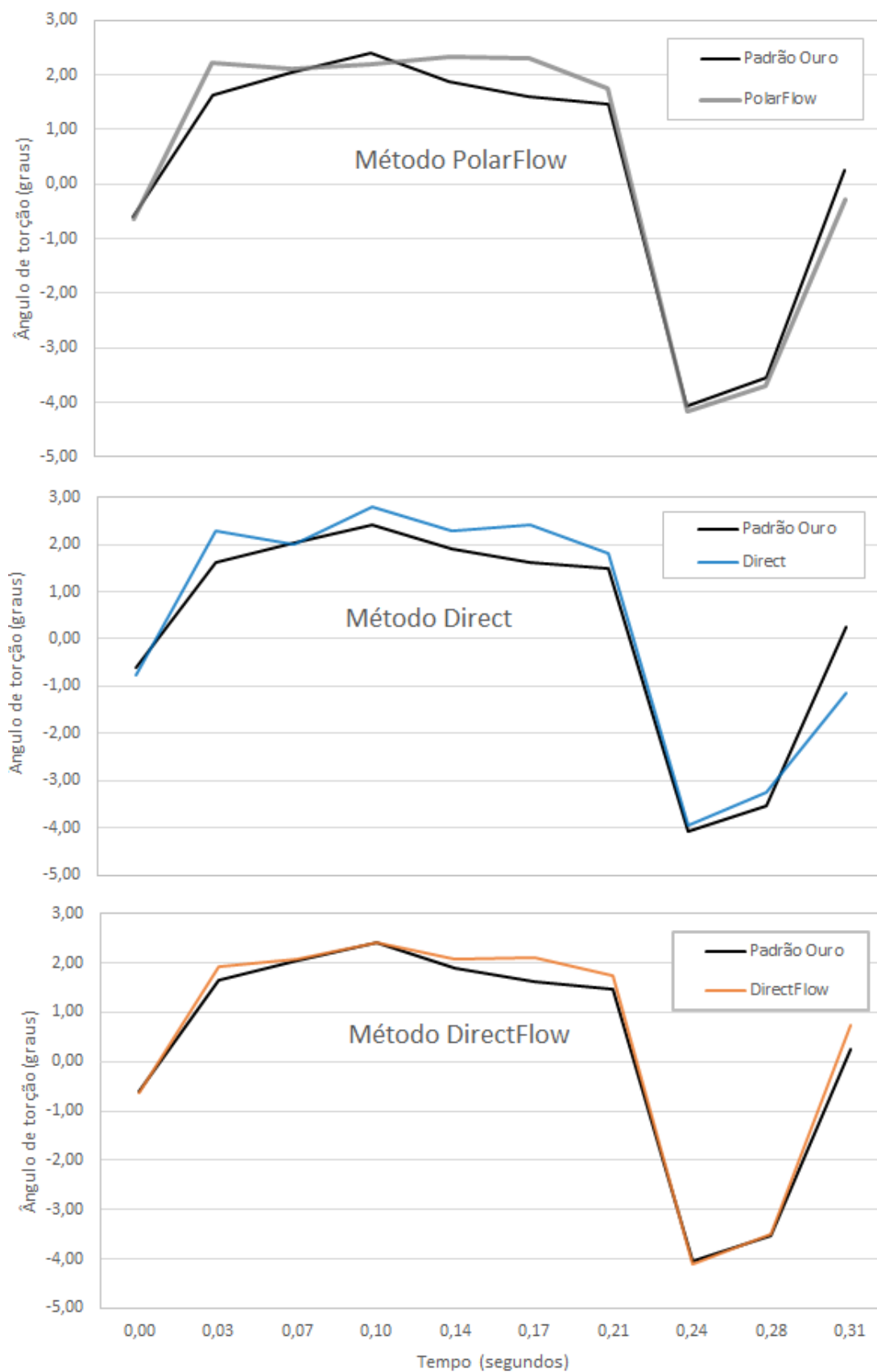


Figura 63 – Gráfico do ângulo de torção calculado para o vídeo 4

Fonte: O autor

A fim de avaliar o comportamento dos métodos frente à ocorrência de deslocamentos da posição da íris entre quadros adjacentes, a Figura 64 apresenta estes deslocamentos medidos em pixels. O primeiro gráfico apresenta a magnitude dos deslocamentos e os demais, os erros cometidos com a aplicação de cada método.

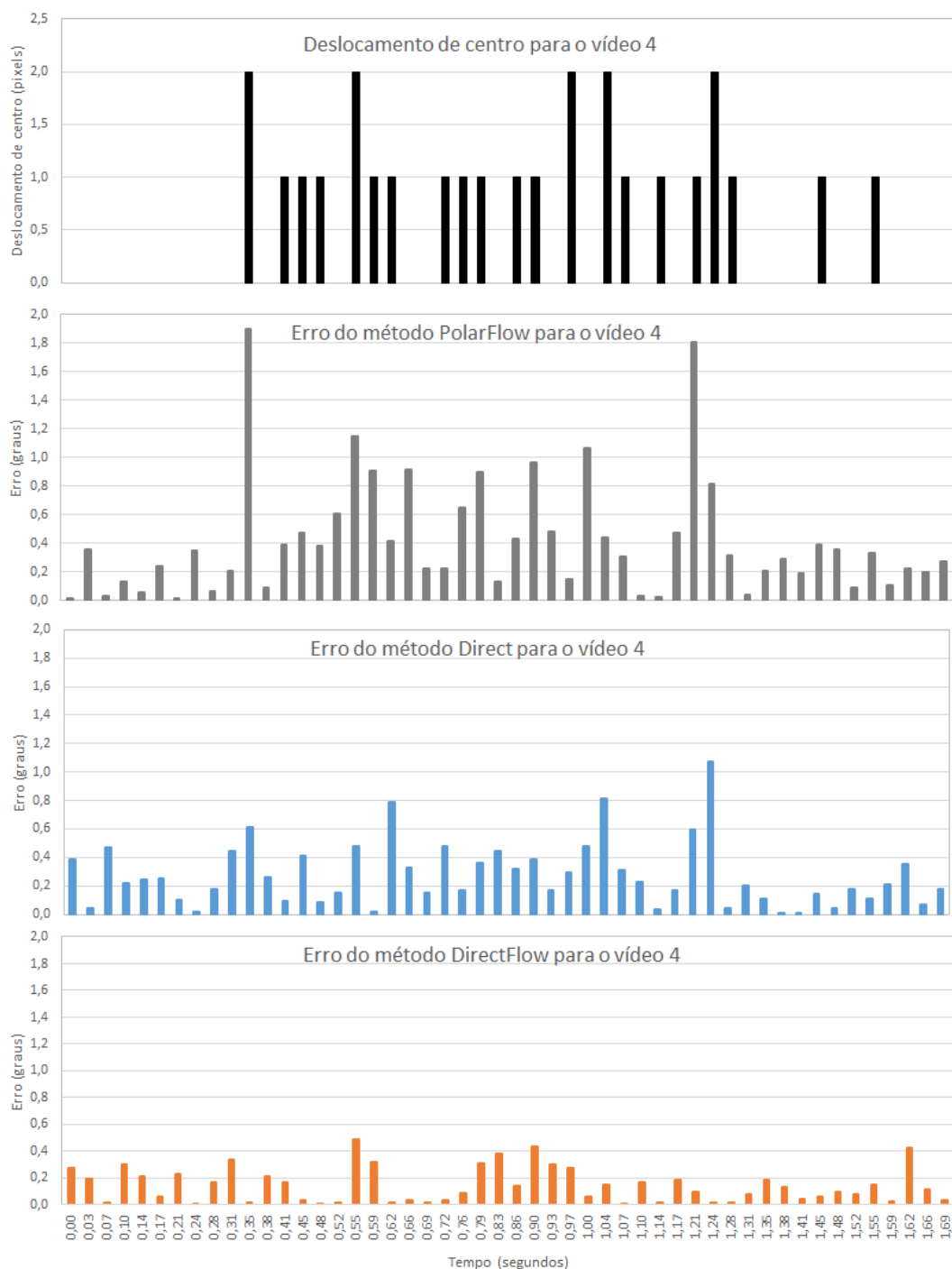


Figura 64 – Gráfico de erro dos métodos para o vídeo 4

Fonte: O autor

Para permitir a avaliação da magnitude dos erros de cada método, e como estes erros se concentram em cada faixa de erro, o gráfico da Figura 65, apresenta um histograma com estes erros agrupados pelo tamanho do erro.

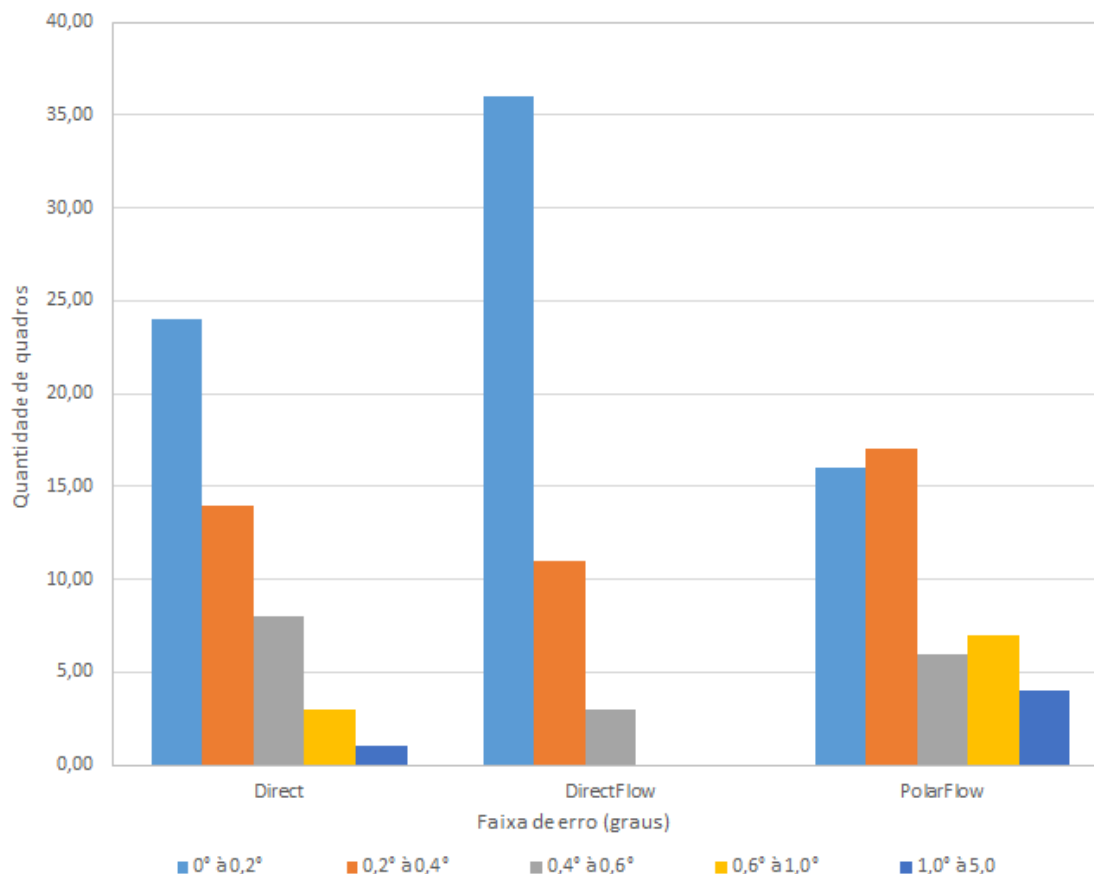


Figura 65 – Histograma de erros para o vídeo 4

Fonte: O autor

6.1.5 Resultados para o Vídeo 5

A Tabela 9 apresenta os resultados da aplicação dos métodos no vídeo 5. Os ângulos de torção ocular medidos com cada método são mostrados na Figura 66, nas quais, estes podem ser comparados com os dados do padrão ouro.

Tabela 9 – Resultados da precisão e velocidade para o vídeo 5

Fonte: O autor

Método	Erro méd. (°)	Erro máx. (°)	Erro mín. (°)	Velocidade (FPS)
Direct	0,4379	2,7030	0,0000	21,54
DirectFlow	0,2159	1,6752	0,0000	20,30
PolarFlow	0,3075	2,4846	0,0000	37,12



Figura 66 – Gráfico do ângulo de torção calculado para o vídeo 5

Fonte: O autor

A fim de avaliar o comportamento dos métodos frente à ocorrência de deslocamentos da posição da íris entre quadros adjacentes, a Figura 67 apresenta estes deslocamentos medidos em pixels. O primeiro gráfico apresenta a magnitude dos deslocamentos e os demais, os erros cometidos com a aplicação de cada método.

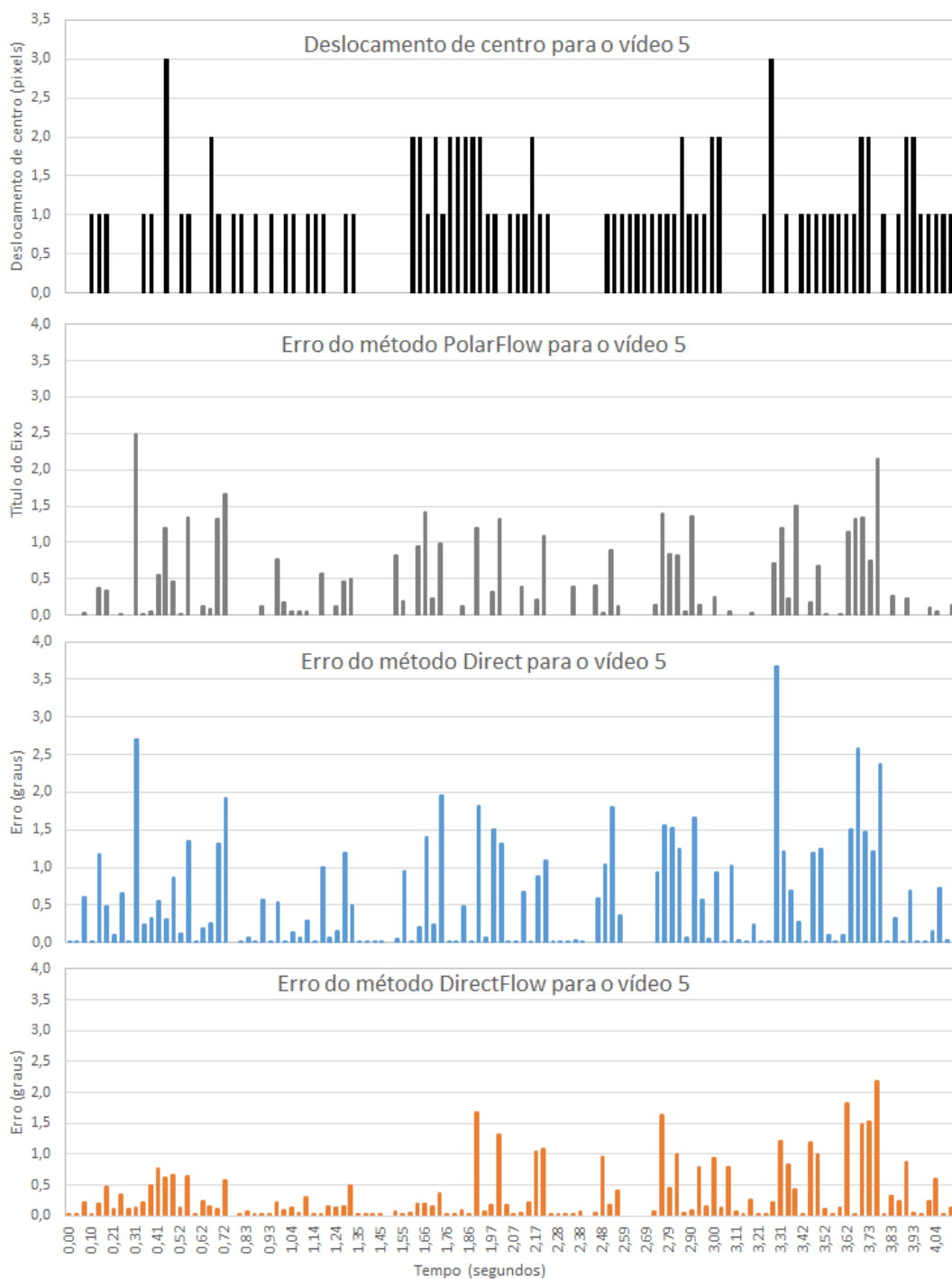


Figura 67 – Gráfico de erro dos métodos para o vídeo 5

Fonte: O autor

Para permitir a avaliação da magnitude dos erros de cada método, e como estes erros se concentram em cada faixa de erro, o gráfico da Figura 68, apresenta um histograma com estes erros agrupados pelo tamanho do erro.

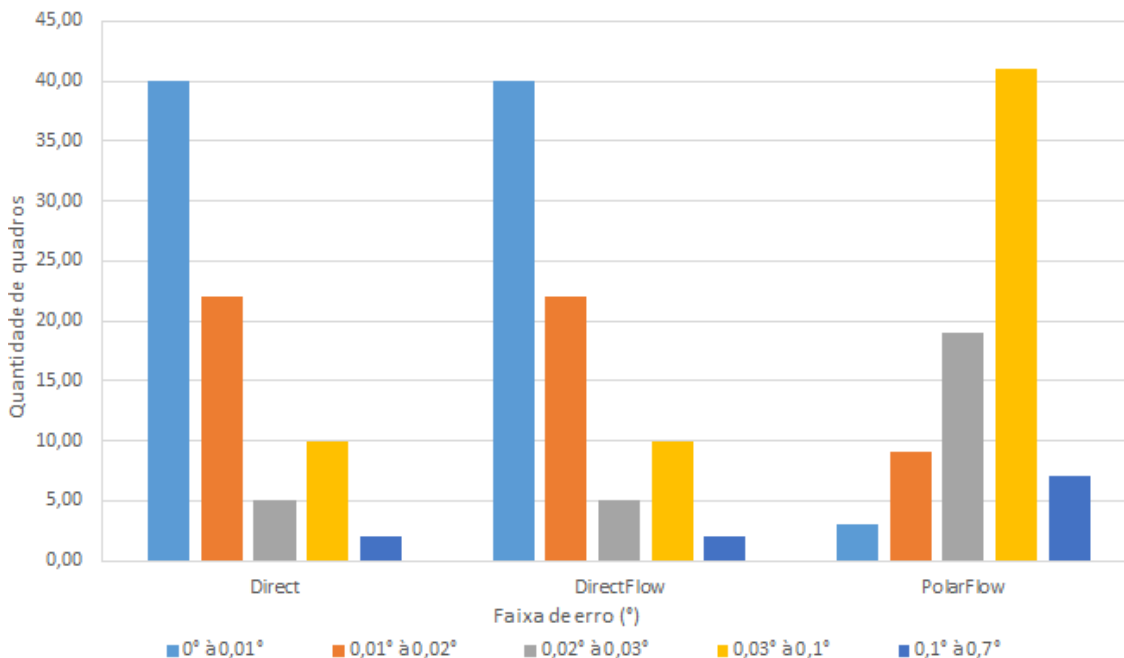


Figura 68 – Histograma de erros para o vídeo 5

Fonte: O autor

6.1.6 Resultados para o Vídeo 6

A Tabela 10 apresenta os resultados da aplicação dos métodos no vídeo 6. Este vídeo foi produzido artificialmente com o objetivo de estudar o comportamento dos métodos na inexistência de deslocamentos de centro e também a medição de ângulos de torção maiores de 3°. Esse vídeo tem posição de centro e tamanho da pupila constantes, não sendo necessário realizar essa detecção. Os ângulos de torção ocular medidos com cada método são mostrados na Figura 69, nas quais, estes podem ser comparados com os dados do padrão ouro.

Tabela 10 – Resultados da precisão e velocidade para o vídeo 6

Fonte: O autor

Método	Erro méd. (°)	Erro máx. (°)	Erro mín. (°)	Velocidade (FPS)
Direct	0,0178	0,1134	0,0000	26,22
DirectFlow	0,0176	0,1132	0,0000	24,65
PolarFlow	0,0503	0,2204	0,0000	12,58

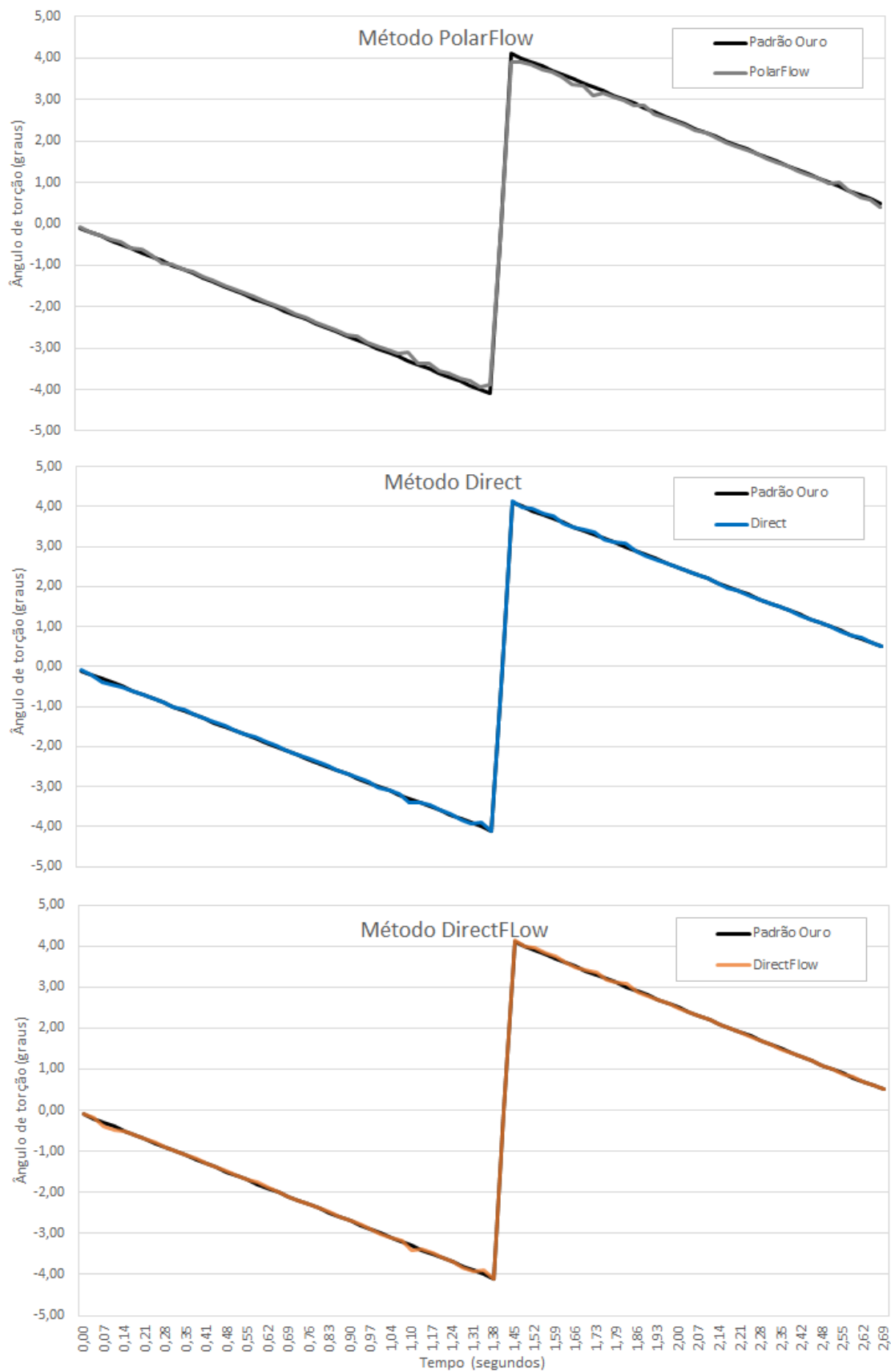


Figura 69 – Gráfico do ângulo de torção calculado para o vídeo 6

Fonte: O autor

A fim de avaliar o comportamento dos métodos frente à inexistência de deslocamentos da posição da íris entre quadros adjacentes, a Figura 70 apresenta os erros cometidos com a aplicação de cada método.

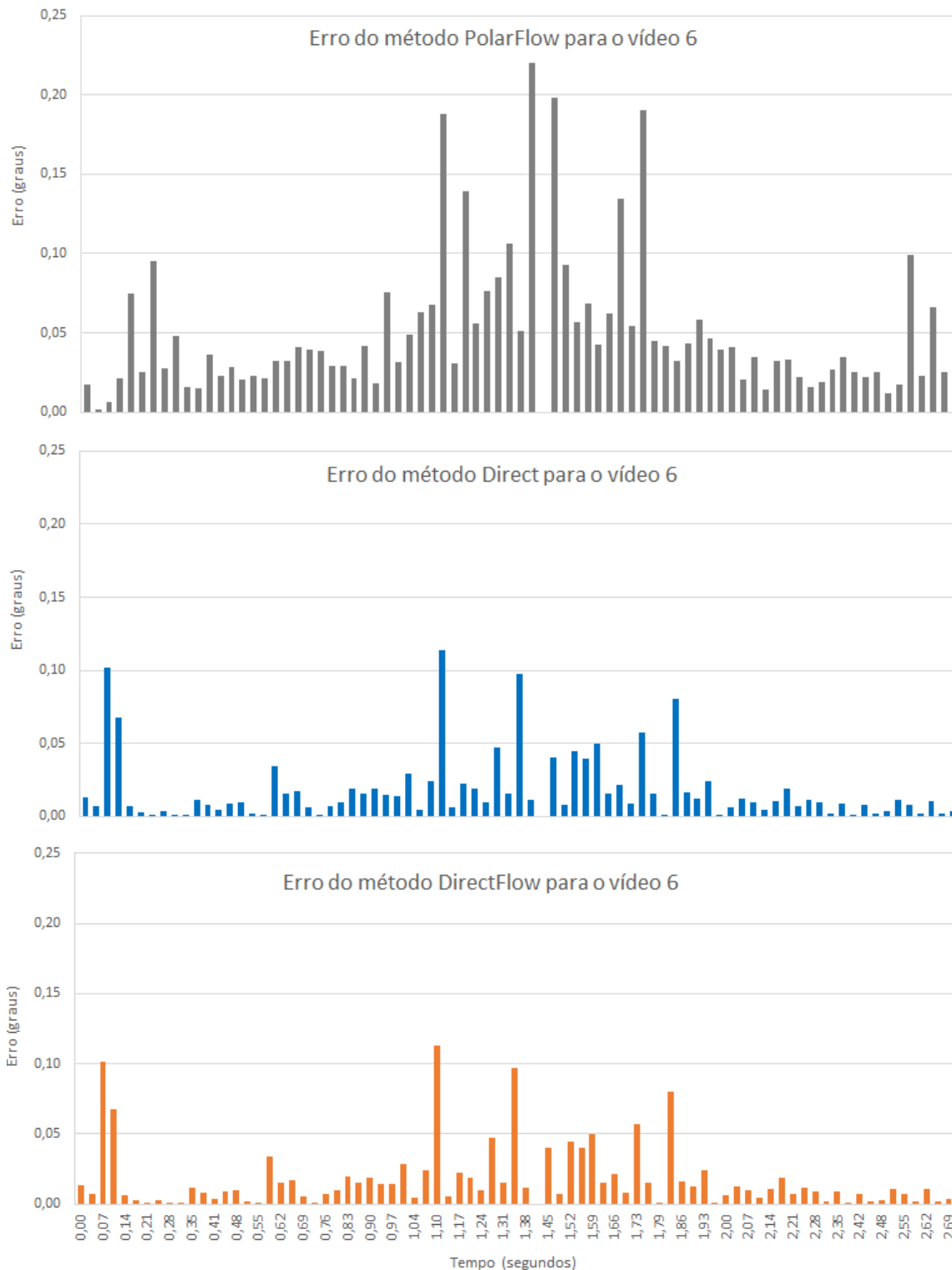


Figura 70 – Gráfico de erro dos métodos para o vídeo 6

Fonte: O autor

Para permitir a avaliação da magnitude dos erros de cada método, e como estes erros se concentram em cada faixa de erro, o gráfico da Figura 71, apresenta um histograma com estes erros agrupados pelo tamanho do erro.

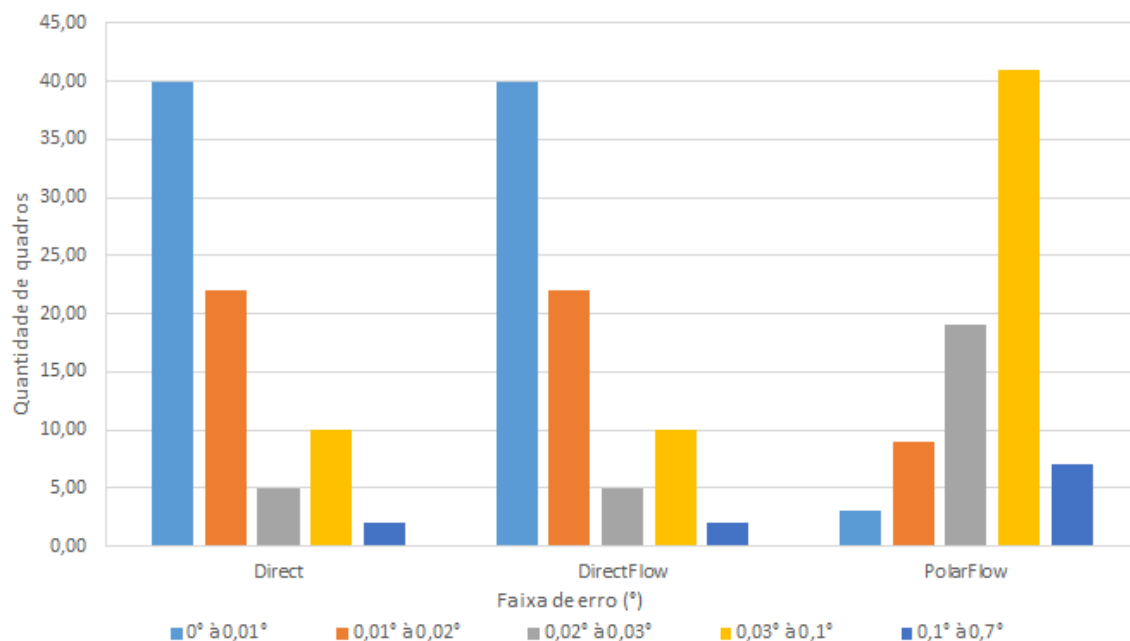


Figura 71 – Histograma de erros para o vídeo 6

Fonte: O autor

Ao contrário dos gráficos de histograma de erros dos cinco primeiros vídeos, esse gráfico mostra que os resultados dos três métodos são similares quando não existem deslocamentos de centro entre as imagens utilizadas no processo de rastreamento de características na íris.

6.1.7 Resultados para o Vídeo 7

Como visto nos resultados do vídeo 6, a precisão dos métodos é melhor quando não existem deslocamentos de centro entre as imagens utilizadas no processo de rastreamento de características na íris.

Para estudar o efeito desses deslocamentos nos resultados da torção ocular, um sétimo vídeo foi criado através da inserção de deslocamentos de centro conhecidos em alguns quadros do vídeo 6. Esses deslocamentos de até seis pixels em cada eixo foram distribuídos conforme a Figura 72, sendo que o ponto vermelho representa o centro original da imagem ocular e os pontos azuis representam os deslocamentos inseridos.

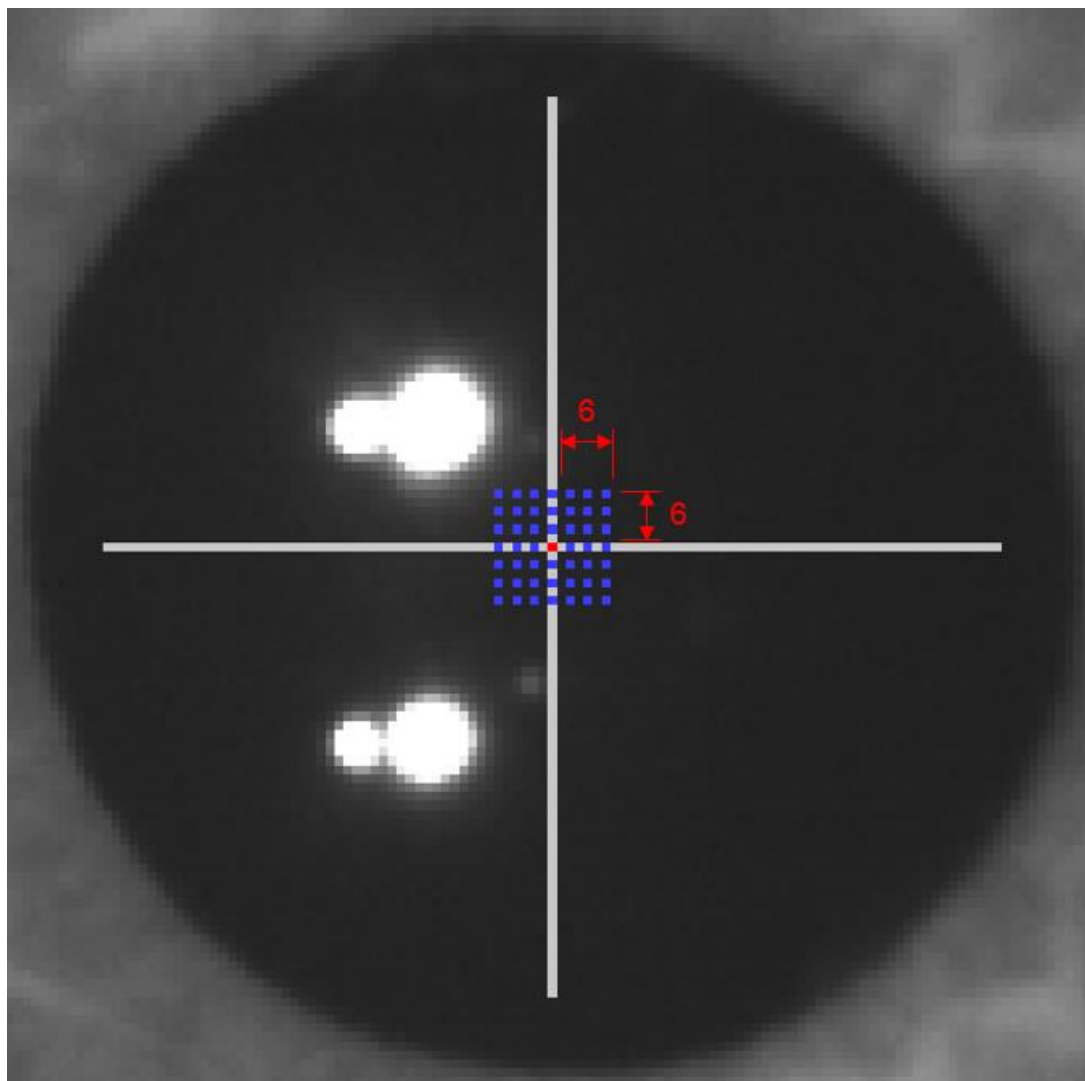


Figura 72 – Deslocamentos de centro inseridos em cada quadro

Fonte: O autor

A Tabela 11 apresenta os resultados da aplicação dos métodos no vídeo 7. Nesse vídeo a torção ocular é de 3 graus no sentido anti-horário em todos os 49 quadros do vídeo. Os ângulos de torção ocular medidos com cada método são mostrados na Figura 73, nas quais, estes podem ser comparados com os dados do padrão ouro.

Tabela 11 – Resultados da precisão e velocidade para o vídeo 7

Fonte: O autor

Método	Erro méd. (°)	Erro máx. (°)	Erro mín. (°)	Velocidade (FPS)
Direct	1,6040	3,1961	0,0041	26,13
DirectFlow	0,0137	0,0526	0,0008	24,10
PolarFlow	0,2613	1,2883	0,0016	13,12

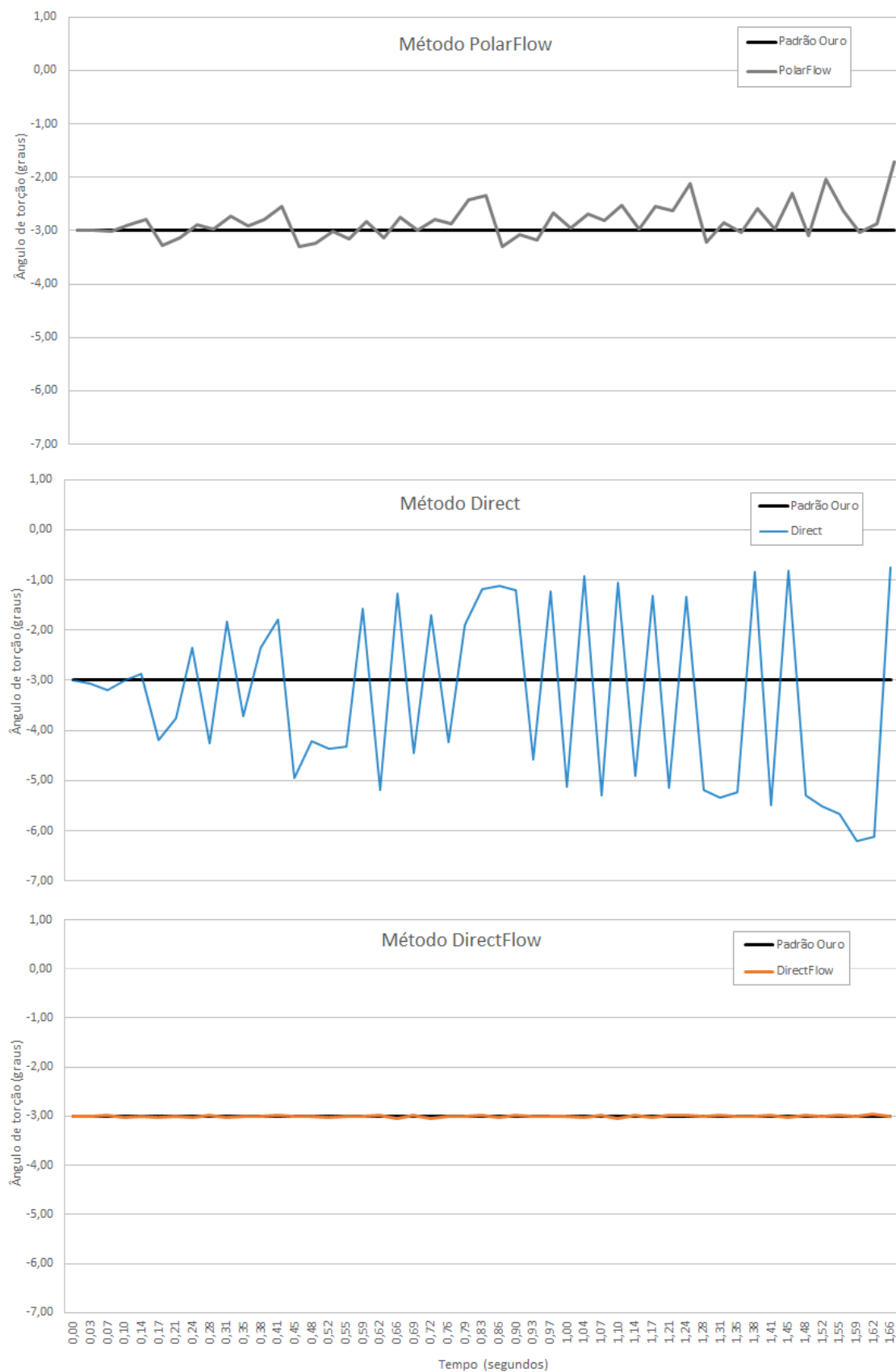


Figura 73 – Gráfico do ângulo de torção calculado para o vídeo 7

Fonte: O autor

A fim de avaliar o comportamento dos métodos frente à ocorrência de deslocamentos da posição da íris entre quadros adjacentes, a Figura 74 a apresenta estes deslocamentos medidos em pixels. O primeiro gráfico apresenta a magnitude dos deslocamentos e os demais, os erros cometidos com a aplicação de cada método. É importante notar, que neste caso, a escala do gráfico referente aos resultados do método proposto é diferente das escalas dos outros dois métodos.

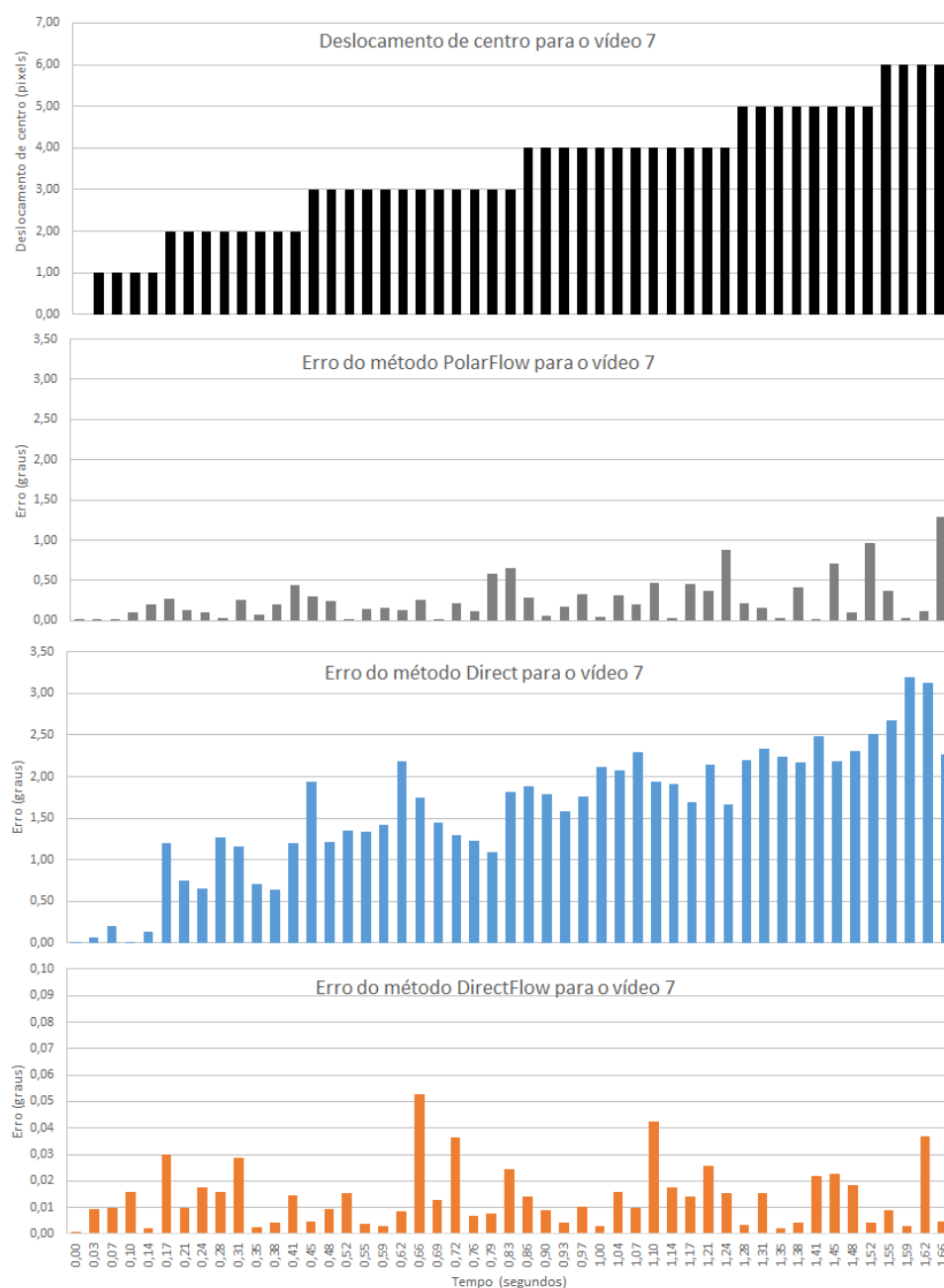


Figura 74 – Gráfico de erro dos métodos para o vídeo 7

Fonte: O autor

Para permitir a avaliação da quantidade de erro de cada método, o gráfico da Figura 75, apresenta um histograma com estes erros agrupados.

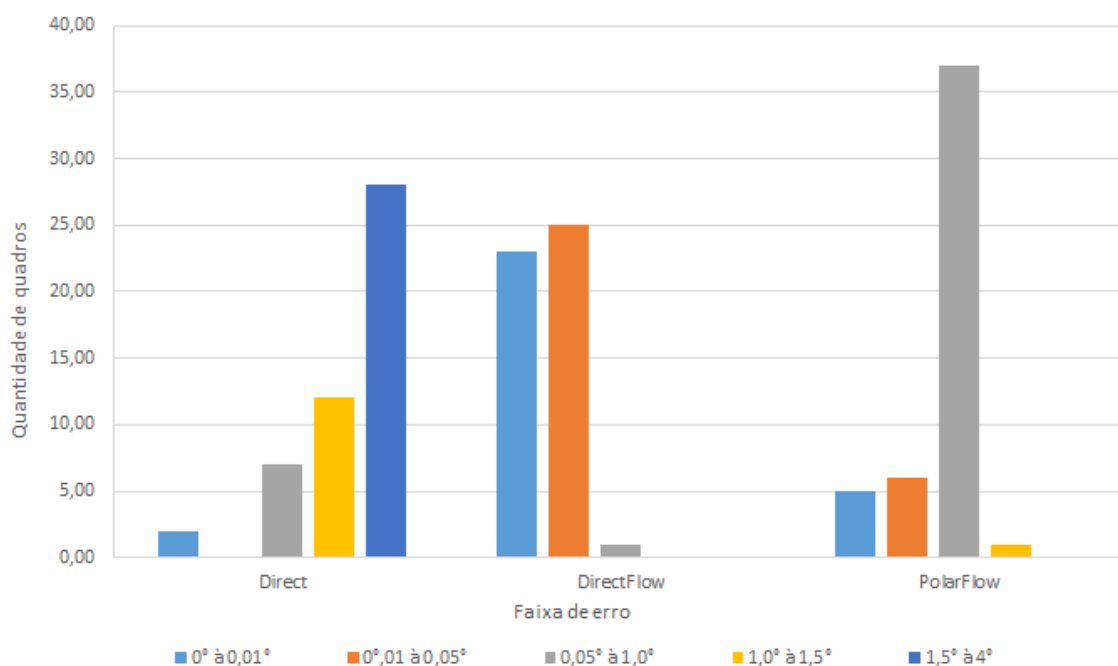


Figura 75 – Histograma de erros para o vídeo 7

Fonte: O autor

6.2 Análise dos Resultados

Comparando os resultados apresentados na seção anterior é possível observar que o deslocamento de centro entre as imagens utilizadas no processo de rastreamento de características é uma das principais causas de erros na detecção da torção ocular.

Para estudar esse efeito, o impacto desses deslocamentos na precisão dos métodos estudados é mostrado na Tabela 12. Essa tabela relaciona a magnitude do deslocamento de centro e a quantidade de quadros dos vídeos processados em cada faixa de erro.

Tabela 12 – Impacto dos deslocamentos na precisão dos métodos

Fonte: O autor

Tamanho do deslocamento	Faixa de erro (°)								
	0-0,1	0,1-0,2	0,2-0,3	0,3-0,4	0,4-0,6	0,6-1	1-2	2-3	3-4
Método PolarFlow									
0	111	19	9	6	7	6	3	1	0
1	43	17	16	16	19	15	10	1	0
2	18	14	18	4	12	7	5	0	0
3	8	5	7	1	4	5	1	0	0
4	5	2	1	3	4	2	0	0	0
5	2	2	1	0	1	2	0	0	0
6	1	1	0	1	0	0	1	0	0
Total	188	60	52	31	47	37	20	2	0
Método Direct									
0	110	18	9	3	10	6	4	1	1
1	32	21	19	12	15	19	18	1	0
2	16	5	13	6	12	15	10	1	0
3	2	1	1	5	3	7	11	1	0
4	0	0	0	0	0	1	12	4	0
5	0	0	0	0	0	0	0	8	0
6	0	0	0	0	0	0	0	2	2
Total	160	45	42	26	40	48	55	18	3
Método DirectFlow									
0	121	16	11	5	3	4	2	0	0
1	60	23	14	14	15	3	7	1	0
2	32	13	13	3	12	3	2	0	0
3	20	2	1	4	2	2	0	0	0
4	12	1	2	0	2	0	0	0	0
5	8	0	0	0	0	0	0	0	0
6	4	0	0	0	0	0	0	0	0
Total	257	55	41	26	34	12	11	1	0

Para que seja possível comparar os métodos entre si, esta seção apresenta os resultados agrupados em gráficos de erro mínimo, erro médio, erro máximo e de velocidade.

Em relação ao erro mínimo, a variação máxima entre os métodos avaliados foi de 0,085°. Como pode ser visto no gráfico da Figura 76, o método DirectFlow obteve melhores resultados em cinco dos seis vídeos processados.

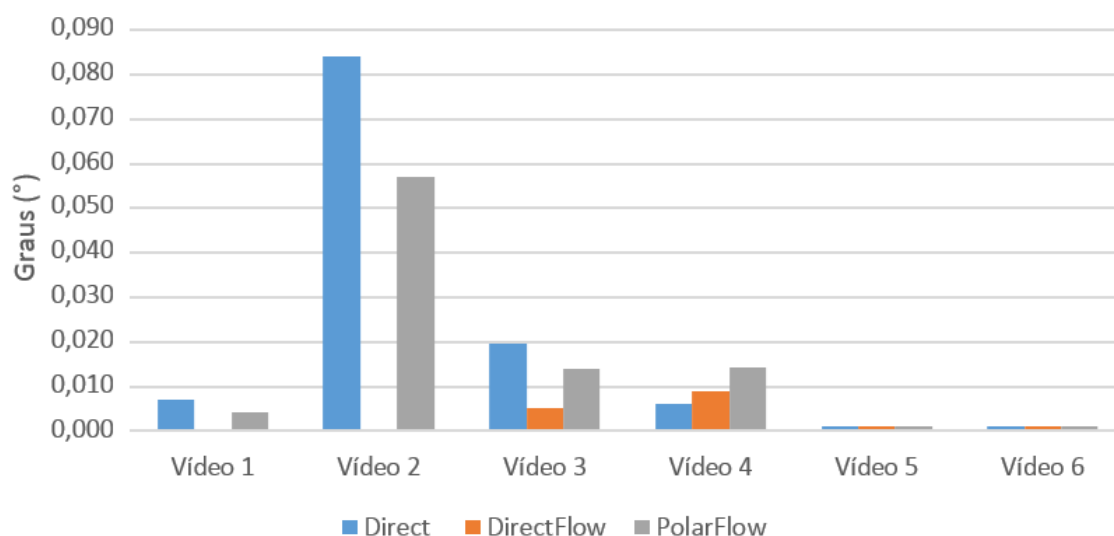


Figura 76 – Histograma de erro mínimo agrupado por vídeo

Fonte: O autor

Em relação ao erro médio, a variação máxima entre os métodos avaliados foi de $0,3^\circ$. Como pode ser visto no gráfico da Figura 77, o método DirectFlow obteve os melhores resultados nos seis vídeos processados.

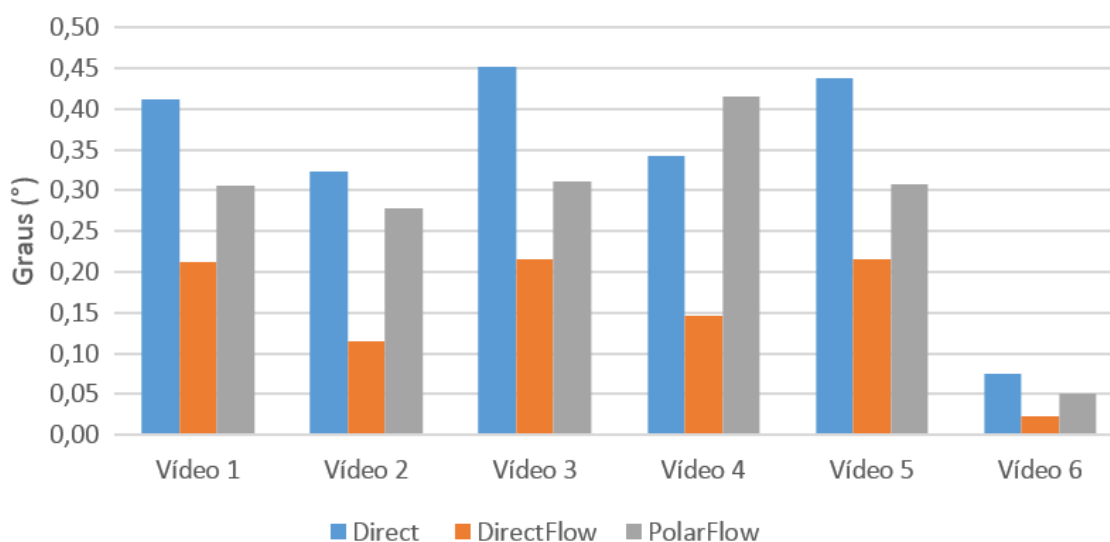


Figura 77 – Gráfico de erro médio agrupado por vídeo

Fonte: O autor

Em relação ao erro máximo o método DirectFlow destacou-se dos demais ao apresentar as menores taxas, sendo que a variação entre os métodos foi maior de 4° . Como pode ser visto no gráfico da Figura 78, o método DirectFlow obteve melhores resultados em cinco dos seis vídeos processados.

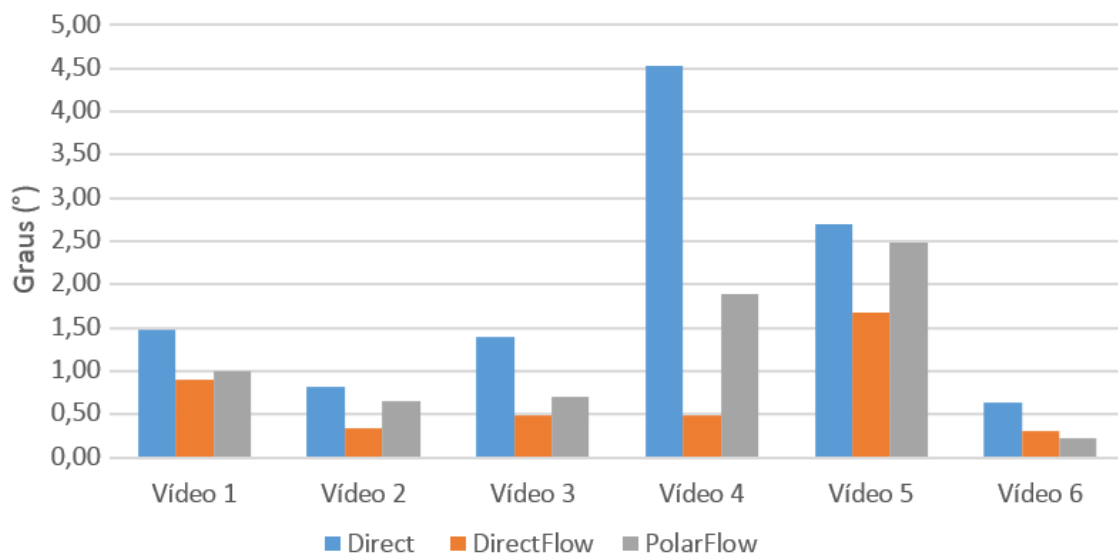


Figura 78 – Gráfico de erro máximo agrupado por vídeo

Fonte: O autor

Esses resultados indicam que o método DirectFlow obteve a menor taxa de erro em comparação aos outros métodos. Porém, conforme pode ser visto no gráfico da Figura 79, que apresenta a média dos erros mínimos, médio e máximos de todos os vídeos processados, o destaque fica por conta do erro máximo que é a menos da metade do erro cometido pelos outros dois métodos

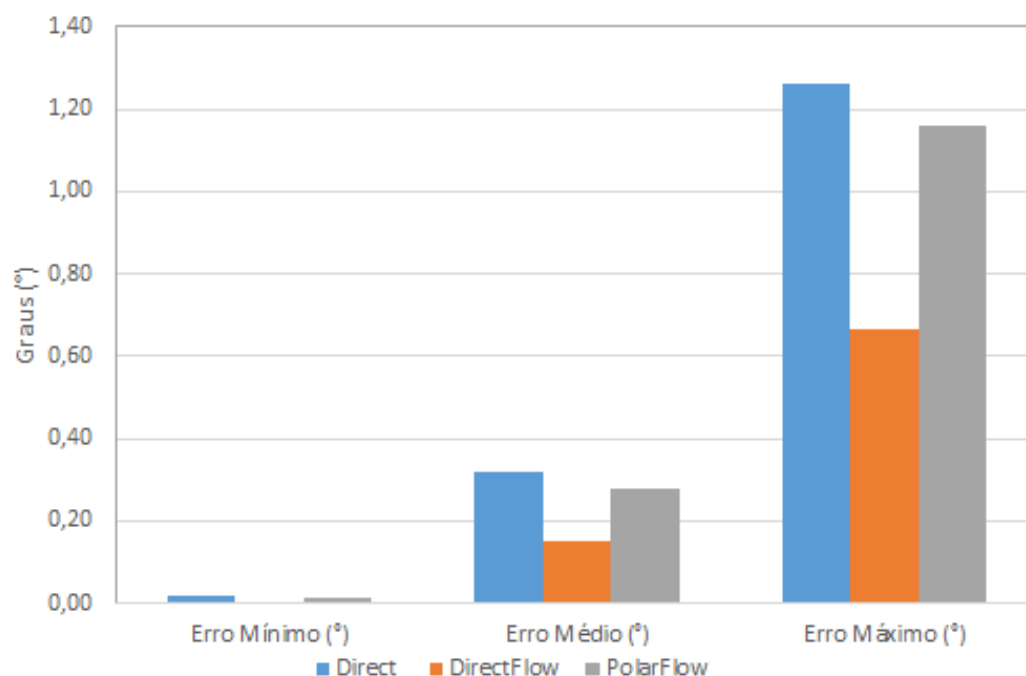


Figura 79 – Gráfico da média de erro mínimo, médio e máximo agrupado por método

Fonte: O autor

Quanto à velocidade de processamento o gráfico da Figura 80 mostra que o método DirectFlow é mais rápido em comparação aos métodos convencionais ao processar imagens com maior resolução, porém é mais lento ao processar imagens com menor resolução.

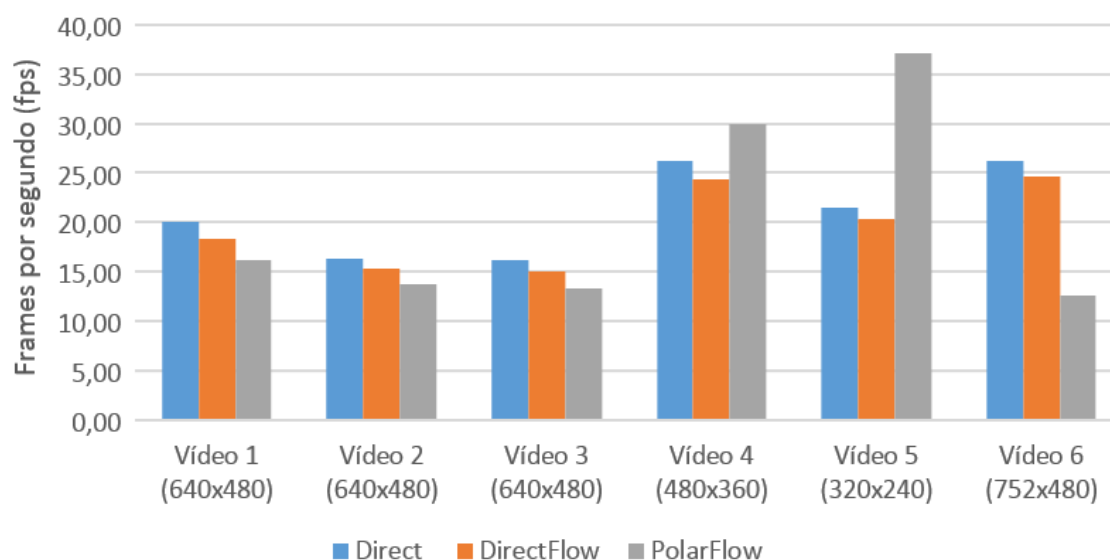


Figura 80 – Gráfico de desempenho dos métodos

Fonte: O autor

Para que seja possível visualizar os resultados de maneira integrada, a média dos erros de torção ocular dos vídeos processados e também a média das velocidades de cada método são mostradas na Tabela 13.

Tabela 13 – Resultados da precisão e velocidade

Fonte: O autor

Método	Erro méd. (°)	Erro máx. (°)	Erro mín. (°)	Velocidade (FPS)
Direct	0,3408	1,9262	0,0195	21,07
DirectFlow	0,1545	0,6994	0,0024	19,69
PolarFlow	0,2781	1,1583	0,2781	20,49

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Movimentos de torção ocular são indicadores para o diagnóstico de doenças do equilíbrio. No entanto, nem sempre é possível realizar diagnósticos somente através da observação visual desses movimentos oculares, a utilização de equipamentos de VNG podem auxiliar nesse processo.

A análise dos movimentos verticais e horizontais tem sido realizada com sucesso através desse tipo de equipamento, porém a medição de movimentos torcionais ainda não está bem resolvida. Os algoritmos existentes ainda enfrentam problemas como a existência de reflexos na íris, dilatação da pupila e também deslocamento entre o eixo de torção das imagens utilizadas no processo de rastreamento de características.

Em face disto, este trabalho propõe um novo método para medir torções oculares via fluxo óptico direto. Nesse método o rastreamento de características é realizado diretamente na imagem da íris, gerando informações adicionais que permitem não só calcular o ângulo de torção, mas também determinar se houve algum deslocamento no centro de torção das imagens utilizadas no processo de rastreamento e corrigir o mesmo. Isso possibilita a medição de ângulos de torção ocular com maior precisão que os métodos convencionais.

Na etapa de avaliação, o método proposto foi testado em seis vídeos com movimentos de torção ocular. Esses movimentos foram obtidos através do processo de intorção e extorsão, de pacientes com neurite vestibular e também através da produção de um vídeo artificial contendo torções conhecidas em uma imagem ocular. Os vídeos foram capturados em diferentes sistemas VOG, apresentando diferentes resoluções, iluminação e colorações oculares. Para facilitar a obtenção do padrão ouro dos ângulos de torção ocular desses vídeos, foi desenvolvido um sistema semiautomático para o cálculo desses ângulos e a demarcação da posição da pupila.

Nos resultados, o método proposto foi capaz de medir movimentos de torção ocular com erro médio de 0,15 graus e erro máximo de 0,69 graus a

uma velocidade de processamento próximo a 30 FPS, mesmo na presença de reflexos e variação no diâmetro da pupila. Esses resultados apontam que o método proposto tem maior precisão e desempenho equivalente aos métodos convencionais, que apresentaram erro médio de 0,27 graus e erro máximo de 1,15 graus a uma velocidade de processamento próximo a 30 FPS. Como trabalhos futuros, sugere-se a adaptação do método proposto de maneira a utilizar novas técnicas de rastreamento de características na íris e também a adaptação do método para utilização em equipamentos não vestíveis.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] T. Almeida. "Análise comparativa de técnicas de rastreamento de marcas acústicas em imagens de ecocardiografia", Dissertação de mestrado, Programa de Pós-graduação em Engenharia de Teleinformática, Universidade Federal do Ceará, 2012, 151p.
- [2] S. Baker et al. "A database and evaluation methodology for optical flow". In: International Conference on Computer Vision, Microsoft Research, 2011, pp. 1-31.
- [3] A. Bankoff, T. Campelo, P. Ciol, C Zamai. "Postura e equilíbrio corporal: um estudo das relações existentes". São Paulo: Movimento e Percepção, 2006, 6p.
- [4] H. Barber, C. Stockwell. "Caloric test. manual of electronystagmography". In: 2nd ed. St. Louis Conference, 1980, pp. 80-87.
- [5] C. Barcellos, L. Imbiriba. "Alterações posturais e do equilíbrio corporal na primeira posição em ponta do balé clássico". Revista Paulista de Educação Física, Set-Out 2002, pp. 32-45.
- [6] K. Barin. "Comprehensive guide to VNG/ENG administration and interpretation", Technical Reports, Copenhagen Otometrics, 2008, 8p.
- [7] S. Beauchemin, J. Barron. "The computation of optical flow". ACM Computing Surveys (CSUR), vol. 27, Set. 1995, pp. 433-466.
- [8] YOUTUBE. "Ocular torsion video". Capturado em: www.youtube.com/watch?v=ViZ_8wt0PY0, Maio 2015.
- [9] M. Black, P. Anadan. "A framework for the robust estimation of optical flow". In: 4th International Conference on Computer Vision ICCV, 1993, pp. 231-236.
- [10] D. Bojrab, B. Maya. "Vestibular testing - glasscock-shambaugh surgery of the ear". Connecticut: PMPH-USA Medical Publishers, 5th ed., 2003, pp.

201-221.

- [11] R. Boniver. "Videonystagmography versus electronystagmography: advantages and disadvantages". Neurootology Newsletter, vol. 76, Jun 1998, pp. 109-119.
- [12] J. Bouguet. "Pyramidal implementation of the lucas kanade feature tracker, description of the algorithm". Intel Corporation Microprocessor Research Labs, vol. 1, Jul 2000, 12p.
- [13] L. Bracciali, R. Vilarta. "Postura corporal: reflexões teóricas". Revista Fisioterapia em Movimento, vol. 14-1, Set 2001, pp. 65-71.
- [14] G. Brito. "Desenvolvimento de algoritmo para tracking de veículos". Trabalho de conclusão do curso de Engenharia de Sistemas Eletrônicos, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2011, 103p.
- [15] D. Brito, L. Ling. "Um método robusto de segmentação de imagem de íris". In: XXVI Simpósio Brasileiro de Telecomunicações - SBrT'08, 2008, 6p.
- [16] A. Bruhn, J. Weickert, C. Feddern, T. Kohlberger. "Variational optical flow computation in real time". In: 14th IEEE Transactions on Image Processing, 2005, pp. 608-615.
- [17] H. Caovilla et al. "O registro dos movimentos oculares". São Paulo: Atheneu, 2000, 5th ed., pp. 31-40.
- [18] W. Crumley-Welsh. "ICS impulse – revolutionizing vestibular assessment". Audiology Online, article 12003, vol. 1, Jul 2013, 10p.
- [19] E. Cuevas, D. Zaldívar, M. Cisneros, D. Oliva. "Block matching algorithm based on differential evolution for motion estimation". Engineering Applications of Artificial Intelligence, vol. 26, Jan 2013, pp. 488-498.
- [20] J. Daugman. "New methods in iris recognition". In: 5th IEEE Transactions on System, Man and Cybernetics, 2007, pp. 1167-1210.

- [21] T. Dera, G. Böning, S. Bardins, E. Schneider. "Low-latency video tracking of horizontal, vertical, and torsional eye movements as a basis for 3DOF realtime motion control of a head-mounted camera". In: 6th IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, 2006, pp. 5191-5196.
- [22] M. Donoser, H. Bischof. "3D segmentation by maximally stable volumes (MCSV)". In: 18th International Conference on Pattern Recognition (ICPR'06), 2006, pp. 63 - 66.
- [23] Y. Ebisawa. "Improved video-based eye-gaze detection method". In: 1st Instrumentation and Measurement Technology Conference, 1998, pp. 948-955.
- [24] A. Eckert, M. Gizzi. "Video-oculography as part of the eng battery". British Journal of Audiology, vol. 32, Dec 1998, pp. 411-417.
- [25] T. Eggert. "Eye movement recordings: methods". In: 1st LMU Munich Neurology Conference, 2007, pp. 15-34.
- [26] J. Farkashidy. "Electronystagmography: its clinical application". Canadian Medical Association Journal, vol. 8, Feb 1966, pp. 368-423.
- [27] G. Farneäck. "Fast and accurate motion estimation using orientation tensors and parametric motion models". In: 15th International Conference on Pattern Recognition, 2000, pp. 135-139.
- [28] T. Fife et al. "Assessment: vestibular testing techniques in adults and children: report of the therapeutics and technology assessment subcommittee of the american academy of neurology". In: 1st American Academy of Neurology Conference, 2000, 12p.
- [29] J. Cass, S. Furman. "Laboratory evaluation, clinical evaluation disorders of the vestibular system". New York: Oxford University Press, 1996, 1st ed., 210p.

- [30] M. Ganança, P. Albernaz. "Semiologia vestibular". Labirintologia: guia prático. São Paulo: Editamed, 1976, pp. 17-21.
- [31] L. Gordis. "Avaliação da validade e da confiabilidade dos testes diagnósticos e de rastreamento". Rio de Janeiro: Editora Revinter, 2004, 2nd ed., pp. 63-81.
- [32] A. Guyton, J. Hall. "Tratado de fisiologia médica". Rio de Janeiro: Elsevier / Medicina Nacionais, 1997, 9th ed., pp. 596-597.
- [33] B. Horn, B. Schunck. "Determining optical flow". In: 17th Artificial Intelligence conference, Artificial Intelligence Laboratory, Massachusetts Institute of Technology, 1981, pp. 185-203.
- [34] K. Hoshino, H. Nakagomi. "Measurement of rotational eye movement under blue light irradiation by tracking conjunctival blood vessel ends". In: IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII), 2013, 9p.
- [35] A. Houssay, E. Cingolani. "Fisiologia humana de houssay". Buenos Aires: Editora El Ateneo, 2004, 7^a ed., 252p.
- [36] G. Humphreys, V. Bruce. "Visual cognition". New York: Psychology Press, 1989, 7^a ed., 352p.
- [37] H. Hungria. "Otorrinolaringologia". São Paulo: Guanabara Koogan, 1995, 8^a ed., pp. 319-323.
- [38] J. Ivins, J. Porrill, J. Frisby. "Deformable model of the human iris for measuring ocular torsion from video images". IEEE Vision, Image and Signal Processing, vol. 145, Jun 1988, pp. 213-220.
- [39] YOUTUBE. "Eye movements; absense of ocular torsion". Capturado em: www.youtube.com/watch?v=C5HQDWnrTf4, Junho 2015.
- [40] W. Kahler, M. Frotscher. "Color atlas and textbook of human anatomy: nervous system and sensory organs". New York: Flexibook, 2003, 6th ed., vol. 3, 181p.

- [41] B. Kanade, T. Lucas. "An iterative image registration technique with an application to stereo vision". In: 7th International Joint Conference on Artificial Intelligence, 1981, pp. 674-679.
- [42] R. Klette, A. Rosenfeld. "Digital geometry: geometric methods for digital picture analysis". San Francisco: Morgan Kaufmann, 2004, 1st ed., pp. 481-497.
- [43] YOUTUBE. "Rotary nystagmus". Capturado em: <https://www.youtube.com/watch?v=a1noptspSUA>, Junho 2015.
- [44] B. Kunka, B. Kostek. "Non-intrusive infrared-free eye tracking method". In: 16th Novel Optical Systems Design and Optimization, 2009, pp. 105-109.
- [45] I. Lee, B. Choi, K. Park. "Robust measurement of ocular torsion using iterative lucas–kanade". Computer Methods and Programs in Biomedicine, vol. 3, Mar 2007, pp. 238-284.
- [46] L. Teixeira, C. Lemos, C. Mota. "Uma revisão sobre centro de gravidade e equilíbrio corporal". Revista Brasileira de Ciência & Movimento, vol. 17, Set 2009, pp. 83-90.
- [47] E. Maeland. "On the comparison of interpolation methods". In: 7th IEEE Transactions Medical Imaging, 1998, pp. 213-217.
- [48] P. Mangabeira et al. "Aspectos técnicos da vectoelectronistagmografia". In: Acta AWHO, 1982, 54p.
- [49] E. Maranhão. "Vestibulo-ocular reflex and the head impulse test". In: Arq Neuropsiquiatr, 2012, pp. 942-944.
- [50] MEDICINANET. "Sistema vestibular". Capturado em: www.medicinanet.com.br, Dezembro 2014.
- [51] MIDDLEBURY. "Optical flow evaluation results". Capturado em: <http://vision.middlebury.edu/flow/eval/results/results-e1.php>, Junho 2014.

- [52] H. Nakagomi, K. Hoshino. "Measurement of rotational eye movement under varies pupil sizes with fast fourier transform", Technical Report, Institute of Image Information and Television Engineers, 2010, pp. 27-301.
- [53] G. Noorden. "Atlas of strabismus". St Louis: Mosby–Year Book, 1983, 4th ed., 78p.
- [54] J. Ong, T. Haslwanter. "Measuring torsional eye movements by tracking stable iris features". Journal of Neuroscience Methods, vol. 192, Oct 2010, pp. 261-267.
- [55] K. Park, I. Lee, B. Choi. "Measurement of ocular torsion using iterative optical flow". In: 27th IEEE Engineering in Medicine and Biology Conference, 2005, pp. 6433-6439.
- [56] B. Paulucci. "Vestibulopatias periféricas". In: Fundação Otorrinolaringologia FORL, 2005, 19p.
- [57] N. Pérez, R. Martin, M. Romero. "Videonistagmografia". Madrid: Sanidad y Ediciones, 2000, pp. 9-21.
- [58] M. Ruckenstein, N. Shepard. "Balance function testing: a rational approach". In: Otolaryngologic Clinics of North America, 2000, pp. 507-525.
- [59] F. Guimarães. "Seminário dos residentes". In: Escola de Educação Permanente HCFMUSP, 2002, 29p.
- [60] J. Sauvage, S. Orsel, R. Morin. "Encyclopédie médico-chirurgicale, otorrinolaringologías". París: Elsevier, 2000, 234p.
- [61] M. Schubert, L. Minor. "Vestibulo-ocular physiology underlying vestibular hypofunction". Physical Therapy Journal, vol. 84, Apr 2004, pp. 373-458.
- [62] J. Shi, C. Tomasi. "Good features to track". In: IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition CVPR, 1994, pp. 593-600.

- [63] C. Stockwell. "Introduction to ENG". Illinois: GN Otometrics, 2004, 1st ed., 32p.
- [64] FIB-R. "Forensic informatics biometric repository". Capturado em: <http://fib-r.com/irises/>, Setembro 2014.
- [65] M. Tao, J. Bai, P. Kohli, S. Paris. "SimpleFlow: a non-iterative, sublinear optical flow algorithm". Computer Graphics Forum - Eurographics, vol. 31, May 2012, pp. 345-353.
- [66] K. Tariq et al. "Automatic localization of pupil using eccentricity and iris using gradient based method". Optics and Lasers in Engineering, vol. 49, Feb 2011, pp. 177-187.
- [67] F. Timm, E. Barth. "Accurate eye centre localisation by means of gradients". In: 6th International Conference of Computer Vision Theory, 2011, 6p.
- [68] J. Tortora. "Corpo humano: Fundamentos de anatomia e fisiologia". Porto Alegre: Artamed Editora, 2003, 183p.
- [69] Z. Tu, R. Veltkamp, N. Albuquerque, C. Gemeren. "A combined post-filtering method to improve accuracy of variational optical flow estimation". Pattern Recognition Journal, vol. 47, Jul 2015, pp. 1926-1940.
- [70] D. Tweed, H. Missilisch, M. Fetter, D. Sievering, E. Koenig. "The vestibulo-ocular reflex and optical flow". Information Processing Underlying Gaze Control, vol. 1, May 1994, 8p.
- [71] E. Versi. "Gold standard is an appropriate term". BMJ Clinical Research, vol. 6, Jul 1992, 5p.
- [72] Y. Watanabe, S. Takeda. "Computerized electro-nystagmography". In: Acta Otolaryngol Suppl, 1996, pp. 26-31.
- [73] A. Wedel, T. Pock, C. Zach, H. Bischof, D. Cremers. "An improved algorithm for TV-L1 optical flow". In: Statistical and Geometrical

Approaches to Visual Motion Analysis, 2005, pp. 23-45.

- [74] INSTRUCTABLES. "The EyeWriter". Capturado em: <http://www.instructables.com/id/The-EyeWriter/>, Novembro 2014.
- [75] F. Wuyts, J. Furman, R. Vanspauwen, P. Heyning. "Vestibular function testing". In: Current Opinion in Neurology, 2007, pp. 19-24.
- [76] C. Zach, T. Pock, H. Bischof. "A duality based approach for realtime TV-L1 optical flow". In: 29th Conference on Pattern recognition, 2007, pp. 214-223.
- [77] F. Zhang, Y. Gao, J. Bakos. "Lucas-Kanade optical flow estimation on the ti c66x digital signal processor". In: High Performance Extreme Computing Conference (HPEC), 2014, pp. 1-6.
- [78] D. Zhu, S. Moore, T. Raphan. "Robust and real-time torsional eye position calculation using a template-matching technique". In: Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2004, pp. 201-210.
- [79] D. Zhu, S. Moore, T. Raphan. "Robust pupil center detection using curvature algorithm". In: Computer Methods and Programs in Biomedicine, 1999, pp. 145-202.
- [80] J. Zhu, J. Yang. "Subpixel eye gaze tracking". In: 5th IEEE International Conference Automatic Face and Gesture Recognition, 2002, pp. 124-129.

APÊNDICE A – Avaliação de técnicas para rastreamento de características na imagem da íris

Técnicas de rastreamento de imagens descrevem o movimento aparente em uma sequência de imagens digitais. O Movimento nessa sequência pode ser utilizado em aplicações para rastrear objetos em vídeos e estimar o tempo de colisão entre elementos de uma cena [9].

Esse estudo irá avaliar a acurácia e desempenho dessas técnicas na tarefa de medir o deslocamento de características na íris em uma imagem ocular. Serão realizados testes com sete técnicas de fluxo óptico e uma de Template Matching (TM):

- *Lucas-Kanade Pyrm* (LKP) [12];
- TVL1 [76];
- SimpleFlow (SF) [65];
- VarFlow (VF) [16];
- Farnebäck [27];
- Horn-Schunck (HS) [33];
- Lucas-Kanade (LK) [41];
- Template Matching (TM) [80].

Essas técnicas foram selecionadas nessa avaliação por apresentarem bom desempenho e precisão de acordo com os resultados publicados no site da universidade de Middlebury [51]. Esse site utiliza o método de Baker et al. [2] na avaliação das técnicas utilizando imagens com diferentes tipos de texturas, tamanhos e colorações.

Essa avaliação utiliza o método PolarFlow apresentado no capítulo 6 para medir a torção ocular, seguindo as mesmas etapas dos métodos convencionais apresentados na seção 3.2. Nesse método, as técnicas de rastreamento avaliadas são utilizadas na etapa de rastreamento de características na imagem da transformada polar da íris. Esse método foi implementado na linguagem de programação C++ utilizando os recursos da

biblioteca OpenCV 2.4.9. Essa avaliação foi realizada em um computador com processador Intel Core i7-3610QM 2.3GHz com 8GB de memória RAM.

Nessa avaliação foi utilizado o sexto vídeo mostrado na Figura 46 da seção 5.2. Nesse vídeo é realizado uma produção artificial de uma rotação em uma imagem ocular. Isto foi feito para obter-se um vídeo com torções de até 5° em torno do centro da pupila.

Para esse vídeo não foi necessário medir manualmente os ângulos de torção em cada quadro, pois os mesmos são conhecidos na geração do vídeo. Além disso, a pupila não sofrerá dilatação no decorrer do vídeo, sendo que a posição de centro da mesma é fixa. Isso reduz erros por esse tipo de problema, permitindo direcionar a avaliação para medir a precisão e desempenho das técnicas de rastreamento.

A Tabela 14 apresenta a acurácia e desempenho das técnicas utilizadas para rastrear as características da íris no vídeo apresentado anteriormente. O erro é calculado através da diferença da torção medida pela técnica de rastreamento com o valor de rotação conhecido. A primeira coluna mostra o menor erro encontrado, a segunda mostra o maior, a terceira mostra a média de todos os erros e a quarta a velocidade medida em frames por segundo (FPS).

Tabela 14 – Resultados de precisão de técnicas de rastreamento

Fonte: O autor

Técnica	Erro Mín. (°)	Erro Máx. (°)	Erro Méd. (°)	Velocidade (FPS)
<i>Lucas-Kanade Pyrm (LKP)</i>	0,055221	0,25895	0,187252	108,81
TVL1	0,199884	0,64984	0,354984	105,00
SimpleFlow (SF)	0,294971	1,28465	0,646498	312,12
VarFlow (VF)	0,328135	0,69123	0,495122	194,11
Template Matching (TM)	0,507900	0,66140	0,574417	209,21
<i>Farnebäck</i>	0,430440	0,61653	0,518379	140,25
<i>Horn-Schunck (HS)</i>	2,032425	2,55955	2,337745	97,66
<i>Lucas-Kanade (LK)</i>	2,525853	2,90286	2,716200	212,77