



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ELETRÔNICA E SISTEMAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

FÁBIO RODRIGO PEREIRA DOS SANTOS

**IDENTIFICAÇÃO DE ABERRAÇÕES ÓPTICAS EM IMAGENS NO ESPAÇO DE
FOURIER ASSISTIDA POR APRENDIZAGEM DE MÁQUINA**

Recife
2020

FÁBIO RODRIGO PEREIRA DOS SANTOS

**IDENTIFICAÇÃO DE ABERRAÇÕES ÓPTICAS EM IMAGENS NO ESPAÇO DE
FOURIER ASSISTIDA POR APRENDIZAGEM DE MÁQUINA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Fotônica.

Orientador: Prof. Dr. Renato Evangelista de Araujo.

Coorientador: Prof. Dr. Diego José Rativa Millan.

Recife

2020

Catálogo na fonte
Bibliotecária Margareth Malta, CRB-4 / 1198

S237d Santos, Fábio Rodrigo Pereira dos.
Identificação de aberrações ópticas em imagens no espaço de Fourier assistida por aprendizagem de máquina / Fábio Rodrigo Pereira dos Santos. - 2020.
124 folhas, il., gráfs., tabs.

Orientador: Prof. Dr. Renato Evangelista de Araujo.
Coorientador: Prof. Dr. Diego José Rativa Millan.

Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, 2020.
Inclui Referências e Apêndices.

1. Engenharia Elétrica. 2. Sensor de frente de onda. 3. Aprendizagem de máquina. 4. Transformada de Fourier. 5. Óptica Adaptativa. I. Araujo, Renato Evangelista de (Orientador). II. Millan, Diego Rativa (Coorientador). III. Título.

UFPE

621.3 CDD (22. ed.) BCTG/2021-65

FÁBIO RODRIGO PEREIRA DOS SANTOS

**IDENTIFICAÇÃO DE ABERRAÇÕES ÓPTICAS EM IMAGENS NO ESPAÇO DE
FOURIER ASSISTIDA POR APRENDIZAGEM DE MÁQUINA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Engenharia Elétrica.

Aprovada em: 12/02/2020.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Renato Evangelista de Araujo (Orientador)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Ronaldo RibeiroBarbosa de Aquino (Examinador Interno)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Eduardo Fontana (Examinador Interno)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Diógenes Soares Moura (Examinador Externo)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Lucio Hora Acioli (Examinador Externo)
Universidade Federal de Pernambuco

Dedico esta Tese para toda minha Família.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer em primeiro lugar à minha família pelo total apoio dado durante todo o meu doutorado.

Ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da UFPE (PPGEE-UFPE) pela oportunidade de realizar o meu doutorado.

Agradeço ao meu orientador Prof. Renato Araujo pela orientação e pelo apoio dado durante este trabalho e ao prof. Diego Rativa pela co-orientação e pela proposta de pesquisa abordada nesta tese.

Aos meus amigos do Laboratório de Óptica Biomédica e Imagens, Carlos Eliecer, Sajid Farooq, Túlio Pedrosa, Wellington dos Santos, Diógenes Moura, Sandra Johanna pela convivência harmoniosa durante este período. Ao prof. Daniel de Filgueiras Gomes (DES/UFPE) pelas conversas informais e dicas sobre aprendizagem de máquina, ajudando-me no melhor entendimento dos resultados obtidos nesta tese.

À Capes por financiar os meus estudos no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Pernambuco.

Ao CNPq pelo financiamento do doutorado sanduíche no Advanced Optical Imaging Group-University College Dublin (2014), e ao prof. Brian Vohnsen pelos conhecimentos adquiridos durante este tempo, permitindo a montagem do Oftalmoscópio de Varredura Laser(SLO) descrito no apêndice A desta tese.

Ao Instituto de Inovação Tecnológica da Universidade de Pernambuco (IIT/UPE) pelo uso do laboratório de Optoeletrônica na produção do artigo científico contido nesta tese e a FACEPE pelo financiamento dos equipamentos utilizados.

À FINEP por financiar a compra dos equipamentos usados em meu projeto de pesquisa.

Eu acredito na intuição e na inspiração. A imaginação é mais importante que o conhecimento. O conhecimento é limitado, enquanto a imaginação abraça o mundo inteiro, estimulando o progresso, dando à luz à evolução. Ela é, rigorosamente falando, um fator real na pesquisa científica (EINSTEIN, 1931).

RESUMO

A presença de aberrações ópticas, em sistemas de imagem, introduz distorções na frente de onda que compõem a imagem reduzindo sua qualidade. A caracterização da frente de onda é um fator primordial no processo de correção das aberrações ópticas em um sistema de imagem. Neste contexto, sistemas de óptica adaptativa possibilitam a identificação e a correção das aberrações ópticas de um sistema de imagem. Aberrações na frente de onda da luz podem ser descritas pelos polinômios de Zernike. Trabalhos recentes na literatura reportam o uso de técnicas de aprendizagem de máquina para a identificação da função aberração do sistema óptico, explorando os polinômios de Zernike e seus respectivos coeficientes. Nesta tese, um novo método para identificar aberrações ópticas em imagens, assistido por técnicas de aprendizagem de máquina supervisionada é proposto. O método consiste em treinar um modelo classificador, usando uma base de imagens opticamente aberradas, para identificar e classificar as aberrações ópticas, em termos dos polinômios de Zernike e de seus coeficientes, a partir da transformada de Fourier da imagem aberrada. Os resultados obtidos revelam, após a análise de casos específicos de classificação, que a metodologia proposta é capaz de gerar modelos classificadores com taxas de acerto acima de 90%(na maioria dos casos). Os classificadores gerados permitem não só identificar aberrações de 2.^a e 3.^a ordens radiais e seus respectivos coeficientes, como também aberrações geradas por combinações lineares de aberrações monocromáticas de 2.^a ordem, em um conjunto de imagens aberradas.

Palavras-chave: 1.Sensor de frente de onda. 2.Aprendizagem de máquina. 3.Transformada de Fourier. 4. Óptica Adaptativa.

ABSTRACT

Optical aberrations in imaging systems introduce distortions in the wavefront, in turn reducing image quality. Wavefront characterization is a key factor in the correction process of optical aberrations. In this context, adaptive optics systems enable the identification and correction of optical aberrations in an imaging system. Aberrations on the wavefront of light can be described by Zernike polynomials. Recent articles in the literature report the use of Machine Learning techniques to identify the aberration function of the optical system, exploring Zernike polynomials and their respective coefficients. In this thesis, a new method to identify optical aberrations in images assisted by supervised machine learning techniques is proposed. The method consists on training a classifier model, using a base of optically aberrated images, to identify and classify optical aberrations, in terms of Zernike polynomials and their coefficients, exploring the aberrated image in the Fourier space. The results reveal, after the analysis of specific classification cases, that the proposed methodology is able to generate classifying models with rates higher than 90 % (in most the cases). The generated classifiers allow not only identifying 2nd and 3rd order aberrations and their respective coefficients, but also aberrations generated by linear combinations of 2nd order monochromatic aberrations in a set of aberrated images.

Keywords: 1.Wavefront sensor. 2.Machine learning. 3.Fourier transform. 4.Adaptative Optics.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – A) Propagação de frente de onda da luz, no olho, sem aberrações ópticas. B) Propagação da frente de onda da luz , no olho, com aberrações ópticas.....	21
Figura 2 – A) Paciente com visão normal. B-D) Visão do paciente de um conjunto de caracteres para a frente de onda com diferentes aberrações ópticas (desfocagem, coma e aberração esférica).....	21
Figura 3 – Sistema de óptica adaptativa assistido por aprendizagem de máquina desenvolvido por Jin e seus colaboradores.....	24
Figura 4 – Sistema de óptica adaptativa assistido por aprendizagem de máquina profunda desenvolvido por Nishizaki e seus colaboradores.....	25
Figura 5 – Diagrama de detecção de frente de onda independente de objeto usando a técnica de diversidade de fase desenvolvido por Qi Xin colaboradores.....	26
Figura 6 – A) Sistema de óptica adaptativa sem sensor de frente onda baseado em algoritmos de otimização. B) Imagem de um dispositivo de teste de resolução óptica microscópica antes e depois da correção.....	27
Figura 7 – Sequência para a identificação das aberrações ópticas em uma imagem aberrada no domínio da frequência via aprendizagem de máquina.....	28
Figura 8 – A) Representação da propagação da luz no espaço produzida por uma fonte pontual. B) Propagação da frente de onda da luz considerando que a fonte de luz está afastada do ponto de observação.....	29
Figura 9 – A) Imagem ilustrativa (limitada pela difração) observada de um objeto opticamente sem a presença de aberrações ópticas e B) a imagem que seria observada do mesmo objeto se o meio óptico introduz algum tipo de aberração na luz proveniente do objeto.....	30
Figura 10 – A) Dependência da distância focal para cada um dos comprimentos de onda que compõe o feixe incidente. B) Simulação da imagem de um caractere com e sem aberração cromática.....	31
Figura 11 – Arranjo das lentes no doublet acromático.....	32
Figura 12– A) Sistema óptico ideal, com a imagem gerada livre de aberrações ópticas B) Sistema óptico real, com a mudança na fase da frente de onda gerando uma imagem com resolução reduzida.....	33
Figura 13–Representação da função aberração W como a diferença entre a onda aberrada e a	

frente de onda de referência (onda plana).....	34
Figura 14–Exemplos de aberrações monocromáticas e seus efeitos em uma imagem. A) Imagem livre de aberração óptica. B) Desfoco. C) Coma. D) Aberração esférica. E) Astigmatismo. T1 e S1 são as regiões onde ocorrem a focalização do feixe com astigmatismo na direção horizontal e vertical, respectivamente. O ponto F corresponde ao plano focal da lente.....	35
Figura15 –Sistema de coordenadas para um sistema óptico de imagem.....	36
Quadro 1– Quadro com os termos da expansão 1 e o tipo de aberração que cada termo representa. Os termos em negrito representam polinômios de Seidel.....	37
Quadro 2– Quadro com os polinômios de Zernikes representando as aberrações ópticas até a 4. ^a ordem radial.....	39
Figura 16–Representação gráfica dos polinômios de Zernikes até a 5. ^a ordem radial.....	40
Figura 17–Imagem ilustrativa da descrição da aberração total do sistema óptico como uma composição de aberrações monocromáticas.....	41
Figura 18– A) Imagem dos polinômios de Zernike até a 3. ^a ordem radial e seus respectivos PSF's. B) Imagem ilustrativa da aberração dada pela convolução da função $I(x,y)*PSF(x,y)$	43
Figura19– A) Configuração do sistema de OA. B) Sistema de OA utilizado no LICK OBSERVATORY-USA C) Imagem ilustrativa do sistema de OA comercial Thorlabs utilizado no LOBI-UFPE.....	46
Figura 20–Imagem realizada por um microscópio óptico de varredura target (alvo) sem o uso da OA A) e com o uso da AO B) . Imagem obtida de um telescópio astronômico do planeta Urano sem uso da OA em C) e com uso da AO em D)	47
Figura 21–Configuração do sensor de frente de onda Shack-Hartmann. Padrão produzido no plano do sensor CCD pelas microlentes para frente de onda plana A) e para frente de onda aberrada B)	48
Figura 22–Diagrama do funcionamento de uma única microlente no sensor Shack-Hartmann.....	49
Figura 23– A) Sensor de frente de onda Shack- Hartmann Thorlabs. B) Imagem ilustrativa da frente de onda sendo medida. Expansão em polinômios de Zernikes com os respectivos coeficientes da função de onda W (quadro vermelho).....	50

Figura 24 – A) Princípio de funcionamento do espelho deformável. B) Imagem de um espelho defromável comercial(Thorlabs), mostrando a localização da sua superfície microeletromecânica (circulo vermelho).....	51
Figura 25– A) Configuração de espelhos deformáveis, com atuadores microeletromecânicos de superfície segmentada (tipo 1 e 2) e de superfície contínua B)	52
Figura 26– Princípio de funcionamento do modulador espacial de luz de cristal líquido (EXULUS-4K1-Thorlabs).....	53
Figura 27 –Oftalmoscópio de varredura a laser com óptica adaptativa.....	55
Figura 28–Imagem de uma área da retina obtidas sem A) e com B) o uso da óptica adaptativa.....	56
Figura 29–Representação das técnicas de varredura-Z A) e de Varredura-FOA B)	58
Figura 30–Configuração do sistema de Varredura-F com óptica adaptativa proposto na referencia (SANTOS,F., et al,2019).....	59
Figura 31–Gráficos de transmitância normalizada para uma amostra de CS_2 usando a Varredura-FOA A) e Varredura-Z B) , e para uma amostra de SiO_2 usando Varredura-FOA C) e varredura-Z D)	60
Figura 32–Tipos e técnicas de aprendizagem de máquina.....	63
Figura 33–Etapas da aprendizagem de máquina supervisionada.....	64
Figura 34–Técnicas de Validação: A) Validação Hold-out. B) Validação cruzada K-folders.....	65
Quadro 3– Quadro de dados de gravidez.....	66
Figura 35– A) Matriz de confusão para os dados do quadro 3. B) Matriz de confusão definida em termos de VP (Verdadeiro Positivo), VN (Verdadeiro Negativo), FP (Falso Positivo) e FN (Falso Negativo).....	67
Figura 36–Diagrama de blocos para geração do modelo classificador via aprendizagem de máquina supervisionada.....	70
Figura 37– A) Sistema de óptica adaptativa modificado para geração de banco de imagens aberradas. B) Foto do sistema com os principais componentes ópticos indicados.....	72
Figura 38– Figura esquemática sobre a extração de características através da transformada de Fourier.....	74
Figura 39– A) Imagens aberradas e suas transformadas de Fourier em função da magnitude (a_3) do Astigmatismo Oblíquo. Imagens da TF ampliada das imagens aberradas com os	

valores de B) $a_3 = 0.1\mu m$; C) $a_3 = 0.5\mu m$; D) $a_3 = 0.9\mu m$	75
Figura 40–Forma da matriz de dados das imagens.....	76
Figura 41–Técnicas de classificação disponíveis no software MATLAB para a aprendizagem de máquina supervisionada.....	77
Figura 42– A) Matriz de confusão do classificador obtida após o estudo de caso realizado para o astigmatismo oblíquo (Z_3), com 95,7% de taxa de acerto. B) 89,2% (Z_4); C) 88,2% (Z_5); D) 95,7% (Z_6); E) 96,9% (Z_7); F) 90,7% (Z_8) e G) 94,3% (Z_9).....	80
Figura 43 –Taxa de acerto dos classificadores gerados para identificação de modos Zernike. A) Matriz de confusão para o caso $a_j = \pm 0.1\mu m$, com taxa de acerto de 96,2%. B) taxa média de acerto para $a_j = \pm 0.2\mu m$ (98,4%), $a_j = \pm 0.3\mu m$ (98,9%), $a_j = \pm 0.4\mu m$ (98,6%) $a_j = \pm 0.5\mu m$ (98,7%) e $a_j = \pm 0.6\mu m$ (98,8%).....	82
Figura 44– Matriz de confusão do classificador gerado para identificação de aberração óptica descrita por uma expansão linear de polinômios de Zernike.....	84
Figura 45–Dependência do tempo computacional com a dimensão da matriz imagem de Fourier gasto pelo classificador gerado ao indentificar uma única imagem com Astigmatismo (Z_3).....	85
Figura 46– Comparação entre as taxas de acerto para os classificadores obtidos após o treinamento com figuras sem e com as bordas A) para os seguintes estudos de casos: B) Aberrações com diferentes coeficientes (a_j 's) e mesmo modo Zernike (Z_j); C) Aberrações com diferentes modos Zernikes (Z_j) e mesmo erro médio (a_j); D) Superposições de aberrações ópticas.....	86
Figura 47– Análise da influência das componentes RGB da imagem na taxa de acerto dos classificadores gerados. Apenas para as componentes R(vermelho) e G(verde).....	87
Figura 48– Taxas de acerto para os classificadores da figura 41 obtidas após o treinamento de figuras aberradas com diferentes coeficientes (a_j 's) e mesmo modo Zernike (Z_3).....	88
Figura 49 –Rotina para a identificação e correção das aberrações ópticas.....	92
Figura 50–Sistema óptico proposto para a identificação e correção das aberrações ópticas via aprendizagem de máquina.....	93
Figura 51– A) Desenho do sistema oftalmoscópico de varredura à laser desenvolvido no LOBI-UFPE. B) Foto do sistema SLO LOBI-UFPE. As palavras em vermelhas indicam os componentes presentes ópticos presentes no sistema.....	100
Figura 52–Diodo Laser em 785nm utilizado no sistema SLO.....	101

Figura 53–Espelhos côncavo de alumínio A) e a seção transversal (A-A) que mostra a ligeira curvatura na superfície do espelho B) . O espelho concavo utilizado é esférico e não possui aberração cromática o que significa que feixes com diferentes comprimentos de onda incidindo na superfície em diferentes posições serão focalizados no mesmo ponto focal como mostra o desenho em C)	102
Figura 54– Scanners utilizados na varredura de alta frequência (12kHz) A) e de baixa frequência (1 kHz) B)	103
Figura 55– Imagem de uma veia sanguínea obtida pelo sistema SLO LOBI-UFPE. A linha vermelha indica o contorno da veia sanguínea na figura.....	104
Figura 56–Imagem do tecido da retina obtida pelo SLO LOBI-UFPE. As setas azuis indicam a presença de cones fotorreceptores e as setas vermelhas indicam a presença de veia sanguínea nesta região da retina.....	105

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 — Composição do grupo de imagens utilizados no estudo de caso 1.....	79
Tabela 2 — Composição do grupo de imagens utilizados no estudo de caso 2.....	81
Tabela 3 — Composição do grupo de imagens utilizados no estudo de caso 3.....	83

LISTA DE SIGLAS

<i>CMOS</i>	complementary metal-oxide-semiconductor (semiconductor de metal-óxido complementar)
<i>CNN</i>	Convolutional neural network (Rede neural convolucional)
<i>CS₂</i>	Dissulfeto de carbono
<i>ED</i>	Espelho deformável
<i>FWHM_{PSF}</i>	Full width at half maximum (FWHM) point spread function (largura a meia altura da função de espalhamento pontual)
<i>FN</i>	Falso Negativo
<i>FP</i>	Falso Positivo
<i>He-Ne</i>	Helion-neon
<i>kNN</i>	Nearest neighbors
<i>LED</i>	Light-emitting diode (Diodo emissor de luz)
<i>LOBI</i>	Laboratório de Óptica Biomédica e Imagens
<i>OA</i>	Óptica Adaptativa
<i>PMT</i>	Photomultiplier (fotomultiplicadora)
<i>PSF</i>	Point spread function (função de espalhamento pontual)
<i>PCA</i>	Principal Component Analysis (Análise de componentes principais)
<i>RMS</i>	Root mean square(erro médio quadrático)
<i>ROC</i>	Receiver Operating Characteristic
<i>SH</i>	Sensor de frente de onda <i>Shack- Hartmann</i>
<i>SiO₂</i>	Dióxido de silício
<i>SLM</i>	Spatial light modulator (modulador espacial de luz)
<i>SLO</i>	Scanner Laser Oftalmoscope (Oftalmoscópio de Varredura a Laser)
<i>TF</i>	Transformada de Fourier
<i>UFPE</i>	Universidade Federal de Pernambuco
<i>USAF</i>	U.S. Air Force
<i>VN</i>	Verdadeiro Negativo
<i>VP</i>	Verdadeiro Positivo

LISTA DE SÍMBOLOS

a_j	Coeficiente do modo Zernike Z_j
A_p	Área da pupila de saída
d	Diametro da pupila de saída
d_{feixe}	Diâmetro do feixe laser
F_a	Transformada de Fourier da matriz imagem aberrada
F'_a	Transformada de Fourier da matriz imagem aberrada equalizada.
$f_{cristalino}$	Foco do cristalino
I	Matriz imagem não aberrada
I_a	Matriz imagem aberrada
$n_{lente\ acormática}$	Índice de refração da lente acromática
n_{meio}	Índice de refração do meio
n_{vitreo}	Índice de refração do vítreo
N_n^m	Fator de normalização dos polinômios de Zernike
R_n^m	Parte radial dos polinômios de Zernike
W	Função aberração total
Z_j	Polinômio de Zernike correspondente ao modo j
Z_n^m	Polinômio de Zernike correspondente a ordem radial n e frequência angular meridional m
λ	Comprimento de onda

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	20
2	ABERRAÇÕES ÓPTICAS.....	29
2.1	FRENTE DE ONDA	29
2.2	PROPAGAÇÃO DA LUZ EM SISTEMAS DE IMAGEM	30
2.2.1	Aberrações cromáticas	31
2.2.2	Aberrações monocromáticas.....	32
2.2.2.1	Expansão polinomial da função aberração (W)	36
3	SISTEMA DE ÓPTICA ADAPTATIVA.....	44
3.1	PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DO SISTEMA DE ÓPTICA ADAPTATIVA.....	45
3.1.1	Sensor de frente de onda	47
3.1.2	Correção das aberrações ópticas	50
3.1.2.1	Espelhos deformáveis	50
3.1.2.2	Moduladores espaciais de cristal líquido.....	53
3.1.3	Sistema de controle	54
3.2	EXEMPLOS DE APLICAÇÕES DA ÓPTICA ADAPTATIVA.....	54
3.2.1	Oftalmoscópio de varredura a laser(SLO)	54
3.2.2	Uso da óptica adaptativa para medidas de índice de refração e de absorção não linear	57
4	APRENDIZAGEM DE MÁQUINA	61
4.1	TIPOS DE APRENDIZAGEM DE MÁQUINA	62
4.2	APRENDIZAGEM DE MÁQUINA SUPERVISIONADA.....	63
5	IDENTIFICAÇÃO DE ABERRAÇÕES ÓPTICAS ASSISTIDA POR APRENDIZAGEM DE MÁQUINA SUPERVISIONADA.....	69
5.1	GERAÇÃO DO MODELO CLASSIFICADOR VIA APRENDIZAGEM SUPERVISIONADA	69
5.1.1	Geração de banco de imagens aberradas.....	70
5.1.2	Representação das imagens aberradas no domínio de Fourier	73
5.1.3	Treinamento e validação do modelo classificador via MATLAB(2019a)	76
5.2	RESULTADOS OBTIDOS E DISCUSSÕES.....	78
6	CONCLUSÕES.....	90
7	TRABALHOS FUTUROS	92

7.1	CORREÇÃO DAS ABERRAÇÕES ÓPTICAS VIA APRENDIZAGEM DE MÁQUINA	92
	REFERÊNCIAS.....	94
	APÊNDICE A - OFTALMOSCÓPICO DE VARREDURA A LASER: SLO LOBI-UFPE	100
	APÊNDICE B - GERAÇÃO DO MODELO CLASSIFICADOR VIA SOFTWARE MATLAB (2019a)	106
	APÊNDICE C - PRODUÇÃO BIBLIOGRÁFICA	114

1 INTRODUÇÃO

Em sistemas ópticos de imageamento, as aberrações ópticas presentes na frente de onda da luz vinda do objeto causam distorções na imagem produzida, levando a uma perda da sua resolução espacial.

Na astronomia e em diversas outras áreas (medicina, oftalmologia e microscopia) em que se utilizam de sistemas ópticos para a aquisição de imagens, o nível de resolução espacial da imagem obtida é um requisito de extrema importância. Imagens com baixa resolução espacial, por exemplo, não permitem, em muitos casos, a visualização mais detalhada da estrutura de determinado objeto, diminuindo assim a capacidade de extrair informações mais relevantes dele.

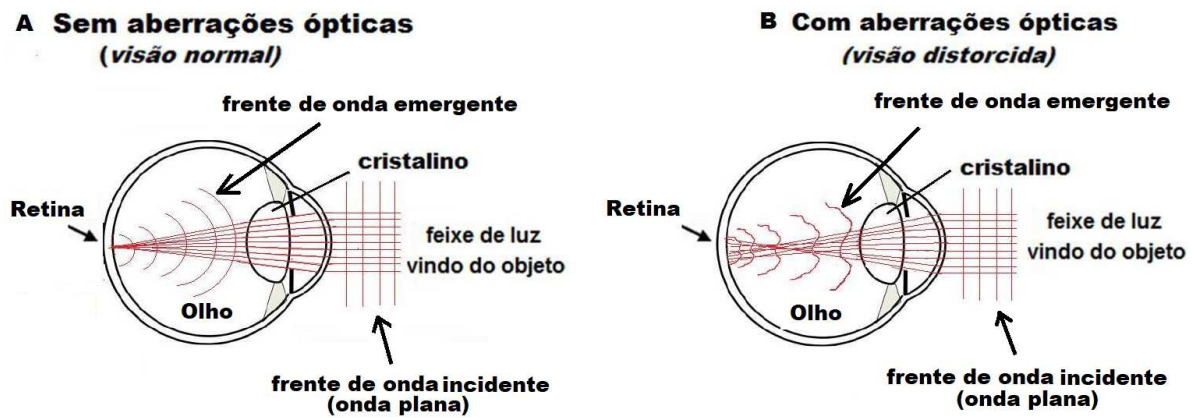
A máxima resolução espacial que pode ser alcançada em um sistema óptico ao produzir uma imagem é definida pelo critério de Rayleigh, onde dois pontos (duas fontes de luz) quaisquer de uma imagem só podem ser resolvidos até o limite onde o pico da função de espalhamento pontual (PSF-*point spread function*) de um dos pontos estiver coincidindo com o mínimo de intensidade da função de espalhamento do outro ponto (HALLIDAY; RESNICK.; WALKER.,2008). Nesta situação, a distância entre os picos é exatamente igual à largura a meia altura da função de espalhamento ($FWHM_{PSF}$) de um dos pontos, de modo que se não há presença de aberrações ópticas na frente de onda da luz dizemos que a resolução do sistema óptico estará apenas limitada pela difração.

As aberrações ópticas podem ser classificadas em cromáticas, causadas devido à dispersão das componentes espectrais da luz em uma imagem, e em monocromáticas, as quais ocorrem em decorrência da influência da geometria do meio óptico na frente de onda de uma luz monocromática.

A importância do estudo das aberrações monocromáticas é melhor compreendida quando se analisam os seus efeitos, em sistemas de imageamento óptico, tal como o olho humano. No olho humano temos o cristalino, que funciona como uma lente óptica que focaliza a luz vinda do ambiente no plano da retina, formando assim uma imagem do objeto neste plano. Se o cristalino não introduzisse distorções na frente de onda da luz como na figura 1A, a frente de onda emergente, focalizada no plano da retina, não teria aberrações ópticas, e por consequência, o paciente veria uma imagem normal do objeto que está observando. Porém, se a frente de onda da luz emergente, ao passar pelo cristalino, sofrer perturbações na sua forma, conforme apresentado na figura 1B, o paciente verá uma imagem distorcida do objeto para o

qual estará olhando.

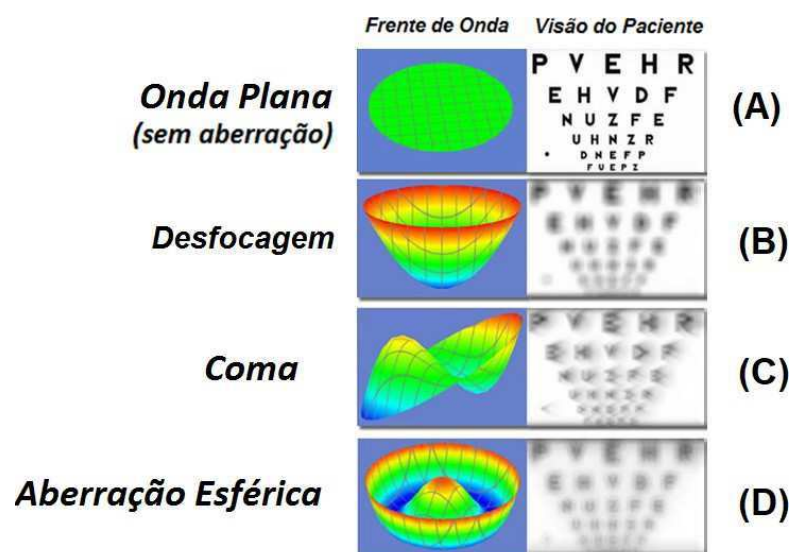
Figura 1 — **A)** Propagação de frente de onda da luz, no olho, sem aberrações ópticas. **B)** Propagação da frente de onda da luz, no olho, com aberrações ópticas.



Fonte: figura adaptada da referência (HUANG e BARSKY,2011).

A figura 2A mostra a imagem que seria vista, por uma pessoa com uma visão normal, de um conjunto de caracteres sem aberrações ópticas (onda plana). Já as figuras 2B-D mostram as imagens distorcidas do mesmo conjunto de caracteres, vistas por uma pessoa com problema de visão, devido à presença de aberrações monocromáticas na frente de onda da luz incidente no plano da retina.

Figura 2 — **A)** Paciente com visão normal. **B-D)** Visão do paciente de um conjunto de caracteres para a frente de onda com diferentes aberrações ópticas (desfocagem, coma e aberração esférica).



Fonte: figura adaptada da referência (URBANO.,2020)

A aberração óptica em um sistema de imagem pode ser descrita com o auxílio dos polinômios de Zernike (LAKSHMINARAYANAN e FLECK, 2011). Os polinômios de Zernike são funções matemáticas, geralmente expressas em coordenadas polares, $Z(\rho, \Theta)$, que permitem descrever a função que representa a aberração óptica total de um sistema óptico, W , em termos de uma expansão polinomial.

Atualmente, há um direcionamento de esforços para o desenvolvimento e a implementação de técnicas ópticas que permitam a identificação e a correção das aberrações ópticas, com a finalidade de alcançar imagens, em sistemas ópticos, com resolução próxima ou apenas limitada pela difração. O surgimento de sistemas de óptica adaptativa a partir dos anos 1980, possibilitou aos diversos sistemas ópticos a caracterização e a correção das aberrações ópticas na frente de onda da luz, contribuindo no desenvolvimento de sistemas de imagem de alta resolução (STOCKTON.,2019). As primeiras aplicações da óptica adaptativa foram realizadas na área da astronomia (MERKLE et al.,1989),(ROUSSET et al.,1990), sendo posteriormente utilizada, em meados dos anos 2000, em diversas outras áreas, como na oftalmologia (ROORDA et al.,2002) e na microscopia (O'BRYNE et al.,1999).

O sistema de óptica adaptativa é formado pela associação de um sensor de frente de onda com um elemento corretor da frente de onda. O princípio do seu funcionamento consiste em usar um sensor de frente de onda para reconstruir e medir as aberrações ópticas existentes na frente de onda. Um sistema de controle ajusta o elemento óptico corretor (em geral um espelho deformável) para modificar a fase da frente de onda da luz de modo a eliminar ou reduzir as distorções na frente de onda (THORLABS1,2019).

Na maioria dos sistemas de óptica adaptativa, o sensor de frente de onda *Shack-Hartmann* (PLATT e SHACK, 2001),(THORLABS2,2019) é o mais utilizado na reconstrução da frente de onda da luz e na identificação das aberrações ópticas existentes. Porém, desde dos anos 1990 (MCGUIRE et al.,1999), o desenvolvimento de técnicas computacionais tem permitido a identificação e correção das aberrações ópticas, sem o auxílio de um sensor de frente de onda convencional.

Angel(1990) e colaboradores fizeram o uso de redes neurais em um telescópio astronômico para mensurar a perturbação na frente de onda da luz vinda do espaço, induzida pela turbulência atmosférica. Isto permitiu a óptica adaptativa presente ajustar as superfícies dos espelhos que compunham o telescópio para compensar os efeitos da turbulência na imagem astronômica obtida (ANGEL et al.,1990).

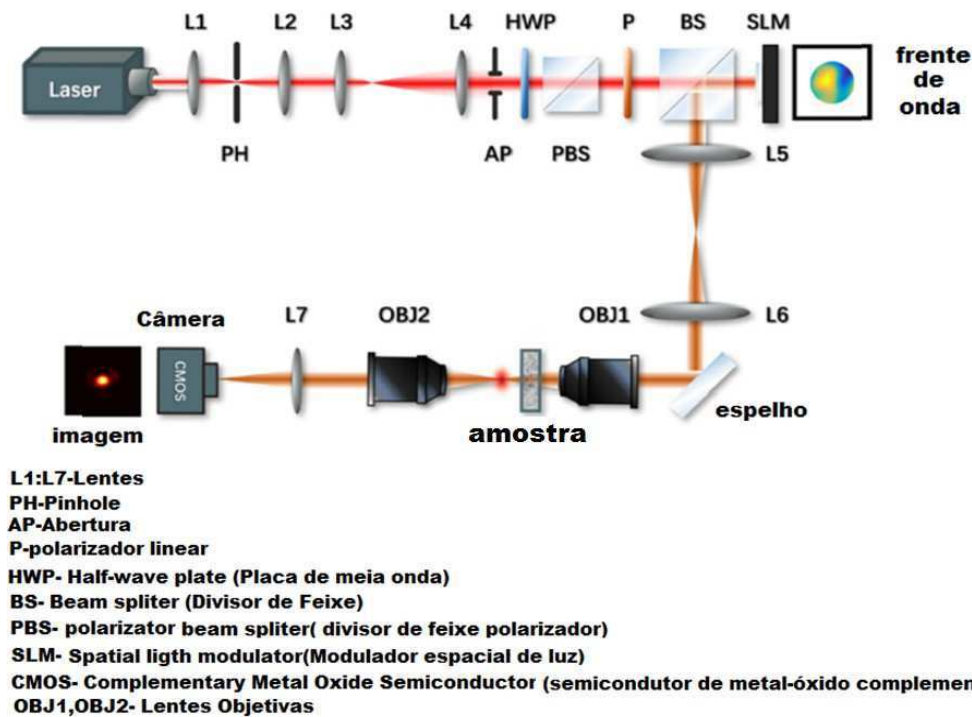
Mais tarde, em 1995, Vlodin e colaboradores desenvolveram um sistema de óptica adaptativa treinando uma rede neural, para encontrar e enviar sinais ao controle do elemento corretor da frente de onda, em função da distribuição de intensidade da luz causada pela aberração óptica presente (VDOVIN,1995).

Em 2011, Hofer e colaboradores reportaram o uso de um algoritmo computacional, para o sensoriamento de frente de onda, em um sistema de óptica adaptativa de um oftalmoscópio de varredura a laser. Os autores observaram uma performance similar na correção das aberrações ópticas do sistema em comparação a correção obtida usando um sensor de frente de onda convencional, produzindo assim imagens da retina com alto nível de contraste mesmo para baixos níveis de luminosidade (HOFER et al.,2011).

Recentemente, o treinamento de redes neurais baseadas em técnicas de convolução (CNN-convolutional neural network) possibilitou a geração de uma nova técnica para a compensação dos efeitos da turbulência atmosférica, em tempo real e alta performance, para sistemas de óptica adaptativa sem uso de sensor de frente de onda (MA et al.,2019).

Também usando rede neurais baseadas em técnicas de convolução, Jin e colaboradores, em 2018, demonstraram a possibilidade de medir aberrações monocromáticas de baixa ordem, em determinado sistema óptico, em termos dos polinômios de Zernike, a partir da imagem da função espalhamento (PSF) de um laser (JIN et al.,2018). A figura 3 mostra o sistema de óptica adaptativa desenvolvido por Jin e seu colaboradores para treinar a rede neural, o qual consta basicamente de um modulador espacial de luz (SLM), uma câmera CMOS e um laser ($\lambda = 637nm$). O método permitiu compensar em tempo real as aberrações monocromáticas introduzidas por amostras colocadas entre as objetivas de microscópio (OBJ1 e OBJ2).

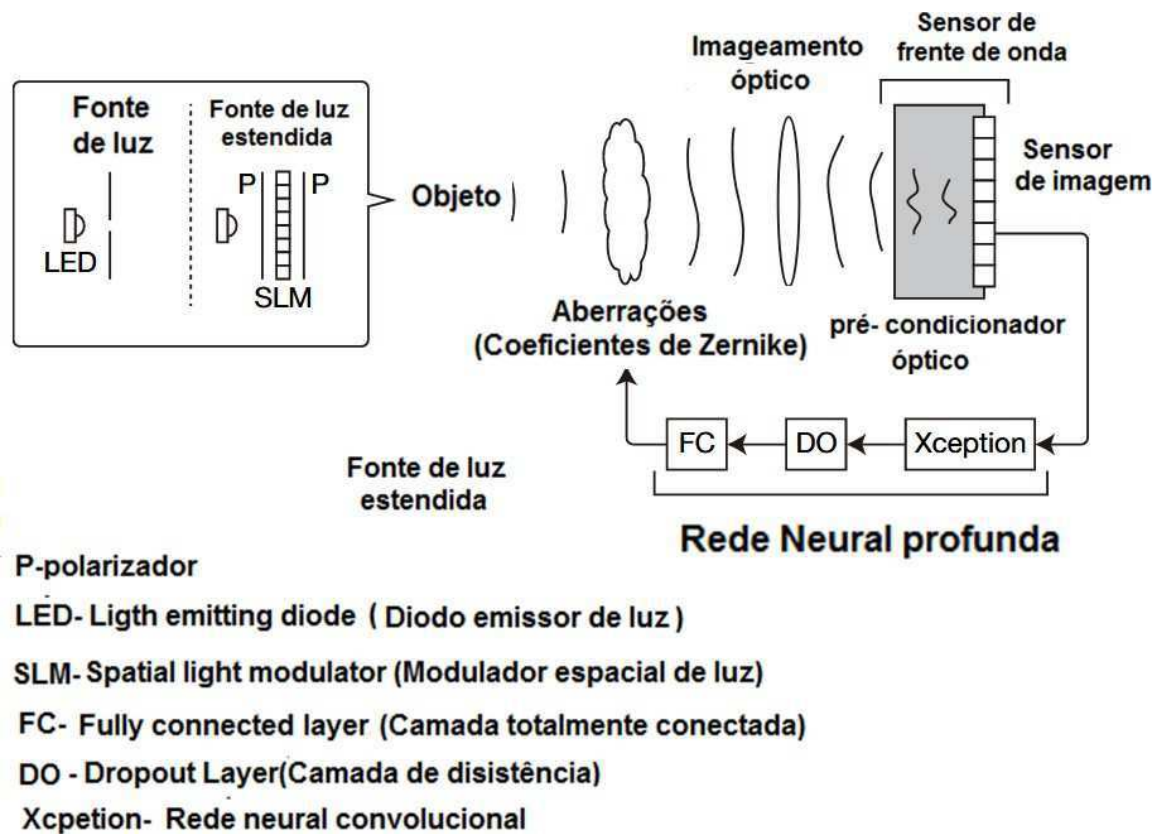
Figura 3 — Sistema de óptica adaptativa assistido por aprendizagem de máquina desenvolvido por Jin e seus colaboradores.



Fonte: figura adaptada da referência (JIN et al.,2018)

Nishizaki e seus colaboradores em 2019 (NISHIZAKI et al.,2019) mostraram ser possível desenvolver um sensor de frente de onda, utilizando o estado da arte da aprendizagem de máquina (*deep learning*). A partir de uma simples imagem de uma fonte de luz (LED) e um modulador espacial de luz (SLM) para introduzir as aberrações ópticas, foi possível gerar uma rede neural profunda capaz de estimar os coeficientes de Zernike (a_j 's) das aberrações ópticas, de baixas e altas ordens radiais, presentes na frente de onda de uma luz monocromática (figura 4).

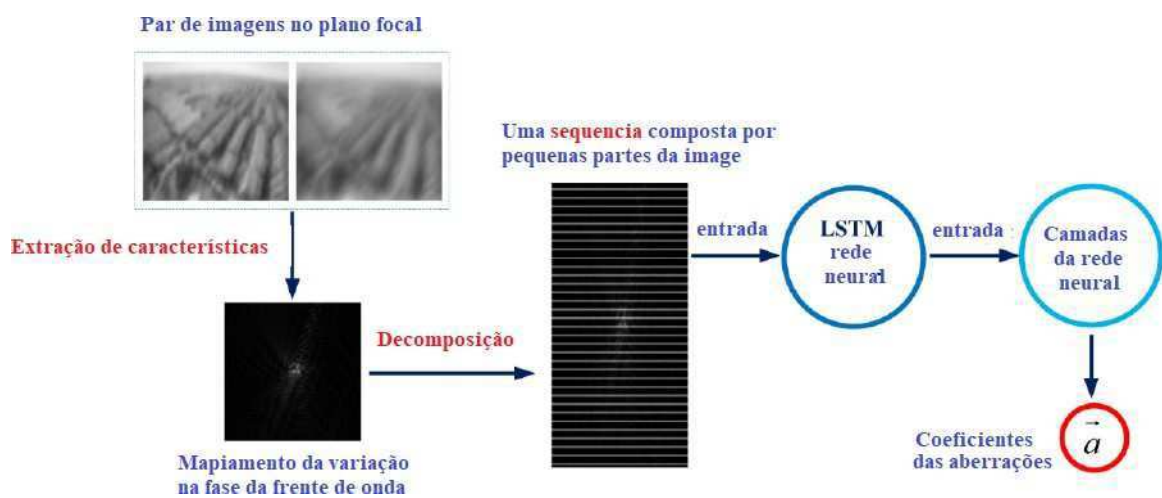
Figura 4 — Sistema de óptica adaptativa assistido por aprendizagem de máquina profunda desenvolvido por Nishizaki e seus colaboradores.



Fonte: figura adaptada da referência (NISHIZAKI et al.,2019)

Também em 2019, Qi Xin e colaboradores desenvolveram, usando aprendizagem de máquina, um sensor de frente de onda aplicando a técnica de diversidade de fase (phase diversity technique) para recuperar a informação sobre a fase da frente de onda (XIN et al,2019). Como resultado, um sensor de frente de onda que determina os valores dos coeficientes de Zernike (a_j 's) das aberrações ópticas, independentemente da imagem do objeto, foi desenvolvido conforme o diagrama da figura 5.

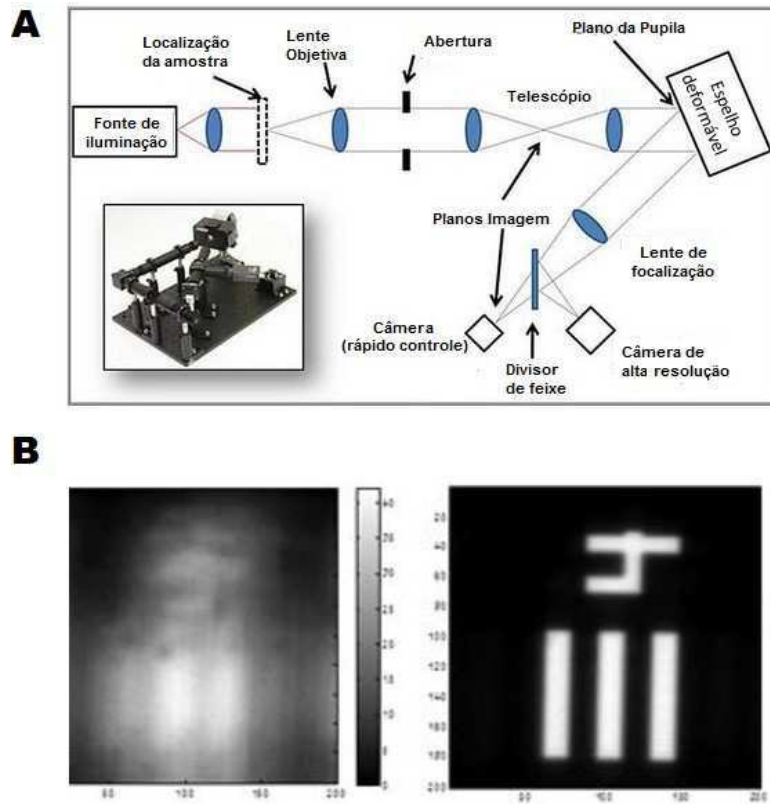
Figura 5 — Diagrama de detecção de frente de onda independente de objeto usando a técnica de diversidade de fase desenvolvido por Qi Xin e colaboradores.



Fonte: figura adaptada da referência (XIN et al,2019)

Desde 2016, sistemas de óptica adaptativa comerciais, baseados em algoritmos de otimização matemáticos (*Hill climbing algorithms*), estão sendo desenvolvidos para manipular a superfície do espelho deformável até atingir o melhor perfil de superfície capaz de compensar as distorções presentes na frente de onda (BOSTON MICROMACHINES CORPORATION, 2020). A figura 6A mostra um exemplo de um sistema de óptica adaptativa comercial, sem sensor de frente de onda, desenvolvido pela Boston Micromachines Corporation. A figura 6B mostra a performance do sistema desenvolvido ao corrigir uma imagem de um dispositivo teste de resolução óptica microscópica (1951 USAF resolution test chart).

Figura 6 — **A)** Sistema de óptica adaptativa sem sensor de frente onda baseado em algoritmos de otimização. **B)** Imagem de um dispositivo de teste de resolução óptica microscópica antes e depois da correção.



Fonte: próprio autor, 2020.

Montagem de figuras adaptadas da referência (BOSTON MICROMACHINES CORPORATION, 2020)

O objetivo desta tese é mostrar o desenvolvimento de um método para a identificação de aberrações monocromáticas em imagens, no domínio da frequência, assistida por modelos algoritmos classificadores gerados via aprendizagem de máquina supervisionada. A tese tem como hipótese que o modelo classificador gerado, seja capaz de determinar a função aberração total, W , da frente de onda da imagem aberrada, em termos dos polinômios de Zernike, $Z(\rho, \Theta)$, sem o auxílio de qualquer sensor de frente de onda, em um sistema de óptica adaptativa(OA). A inovação em relação aos métodos descritos na literatura consiste em usar a transformada de Fourier da imagem aberrada, adquirida a partir de uma câmera CCD acoplada ao sistema de OA, para a identificação das aberrações ópticas presentes conforme a sequência apresentada na figura 7.

Figura 7 — Sequência para a identificação das aberrações ópticas em uma imagem aberrada no domínio da frequência via aprendizagem de máquina.



Fonte: próprio autor, 2020

Espera-se que a aprendizagem de máquina possa gerar um modelo classificador de aberrações monocromáticas, com alta taxa de acurácia, que independe da imagem do objeto, utilizando como base de dados para o treinamento um conjunto de imagens opticamente aberradas, com o auxílio de um sistema de óptica adaptativa modificado, no domínio da frequência.

Esta tese será dividida em 6 capítulos. O capítulo 2 dissertará, em mais detalhes, sobre os tipos de aberrações ópticas presentes em um sistema óptico e o motivo de expressar essas aberrações em função dos polinômios de Zernike.

No capítulo 3 será feita uma descrição do sistema de óptica adaptativa, abordando de forma detalhada cada um dos componentes ópticos que compõe o sistema, além de mostrar exemplos de aplicações da óptica adaptativa em alguns sistemas de imagem.

O capítulo 4 trará noções básicas sobre os tipos de aprendizagem de máquina e descreverá de forma geral como a aprendizagem de máquina supervisionada é realizada.

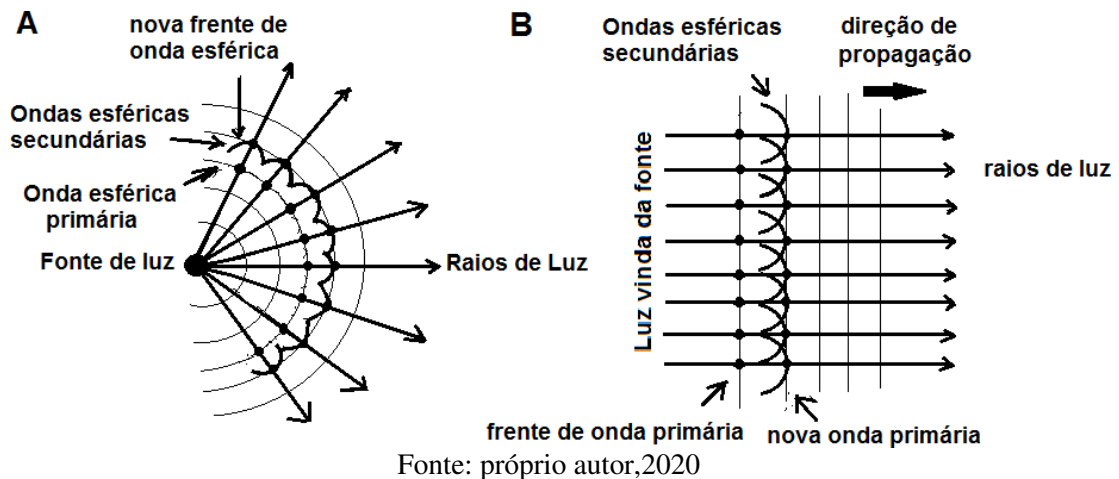
Por fim, no capítulo 5, a metodologia proposta nesta tese para gerar um modelo classificador capaz de identificar aberrações monocromáticas em imagens no domínio de Fourier e os resultados obtidos são apresentados. Ainda neste capítulo, é realizada uma discussão sobre a taxa de acerto dos classificadores gerados após o seu treinamento em cada um dos estudos de casos de classificação aos quais foram submetidos.

2 ABERRAÇÕES ÓPTICAS

2.1 FRENTE DE ONDA

A luz é uma radiação eletromagnética que se propaga através de diferentes meios, como também no espaço livre (vácuo). Para os fins da teoria sobre aberrações ópticas que se deseja abordar neste capítulo, a propagação da luz no espaço livre, emitida por uma fonte pontual, pode ser satisfatoriamente explicada usando o Princípio de Huygens¹(TIPLER e MOSCA, 2009), (HALLIDAY; RESNICK; WALKER.,2008). De acordo com este princípio, todos os pontos da onda esférica primária servem como fontes de novas ondas esféricas secundárias, perpendiculares à direção dos raios de luz, que posteriormente irão se propagar até formarem uma nova onda primária esférica de acordo com a figura 8A. Se a fonte de luz estiver relativamente afastada do ponto de observação, a propagação da luz no espaço livre pode ser representada como uma sequência de ondas planas. Os pontos da onda plana primária, neste caso, servem como fontes de novas ondas esféricas secundárias, que posteriormente, formarão uma nova onda plana primária, perpendicular à direção de propagação dos raios de luz, de acordo com a figura 8B.

Figura 8 — **A)** Representação da propagação da luz no espaço produzida por uma fonte pontual. **B)** Propagação da frente de onda da luz considerando que a fonte de luz está afastada do ponto de observação.



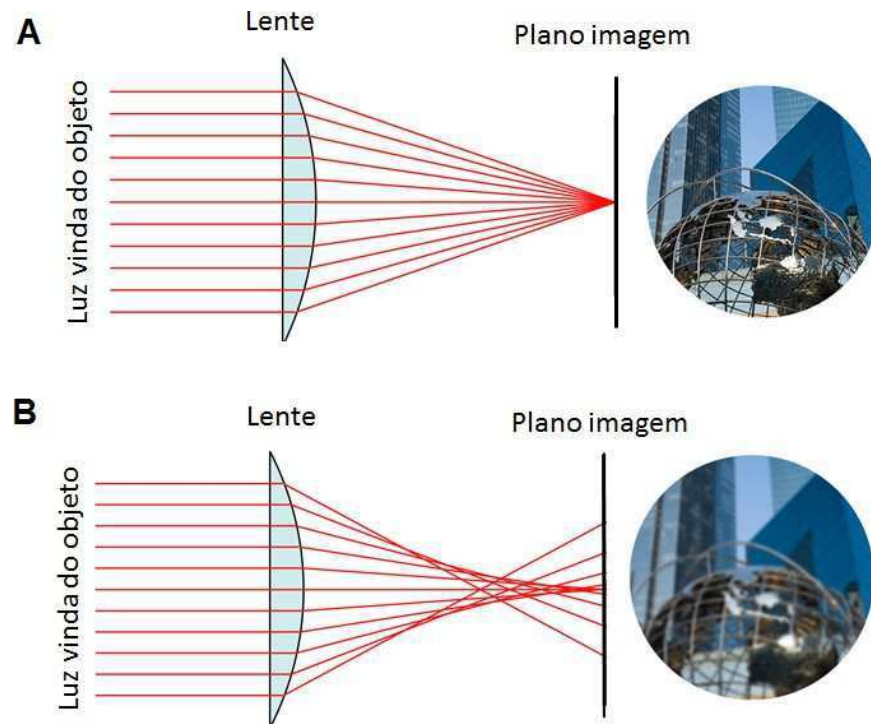
A frente de onda da luz é a superfície que define as ondas emitidas pela fonte de luz. Todos os pontos da frente de onda possuem a mesma fase e estão a um mesmo número de comprimentos de onda em relação a fonte emissora. A frente de onda será perfeitamente esférica no caso descrito pela figura 8A e pode ser tratada, como uma frente de onda plana, no caso abordado na figura 8B.

¹ Uma descrição da propagação da luz no espaço usando a teoria de propagação de ondas eletromagnéticas pode ser facilmente encontrada na referência (GRIFFITHS, D.,1999).

2.2 PROPAGAÇÃO DA LUZ EM SISTEMAS DE IMAGEM

Em sistemas de imagem, quando os raios de luz provenientes de um objeto passam por um elemento óptico como uma lente, por exemplo, e são focalizados em único ponto no plano imagem, a resolução da imagem gerada neste plano será limitada apenas pela difração, de acordo com a figura 9A (SASIÁN,2012), (MAHAJAN,1998). Porém, quando os raios de luz do objeto não são focalizados em um mesmo ponto no plano imagem, uma imagem distorcida (borrada), com uma resolução alterada, será visualizada neste plano, caracterizando assim as aberrações ópticas (figura 9 B).

Figura 9 — **A)** Imagem ilustrativa (limitada pela difração) observada de um objeto opticamente sem a presença de aberrações ópticas e **B)** a imagem que seria observada do mesmo objeto se o meio óptico introduz algum tipo de aberração na luz proveniente do objeto.



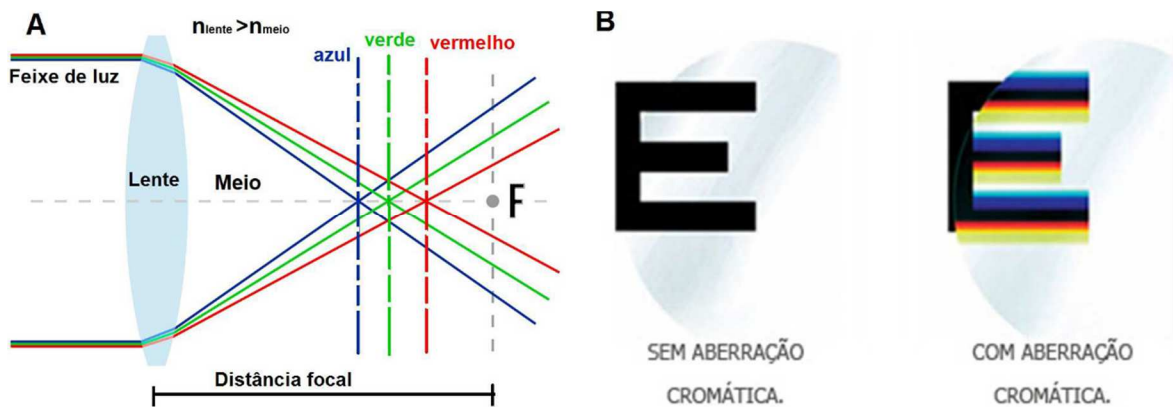
Fonte: próprio autor, 2020.

Montagem a partir da adaptação de imagens coletada das referências (NIKON,2021) e (MGLG,2006)

2.2.1 Aberrações cromáticas

Os materiais utilizados em componentes ópticos, como o vidro das lentes ópticas, possuem índice de refração que varia com o comprimento de onda da luz incidente no material (EDMUND OPTICS,2019). Se a luz incidente possui vários comprimentos de onda, ou seja, o feixe de luz não é monocromático, a lente irá focalizar cada componente espectral em planos ópticos diferentes como mostra a figura 10A. Como resultado, um objeto iluminado com diferentes comprimentos de onda terá em sua imagem um efeito dispersivo prismático, principalmente nas suas regiões de transição (bordas), como se pode ver na figura 10B.

Figura 10 — A) Dependência da distância focal para cada um dos comprimentos de onda que compõe o feixe incidente. B) Simulação da imagem de um caractere com e sem aberração cromática.

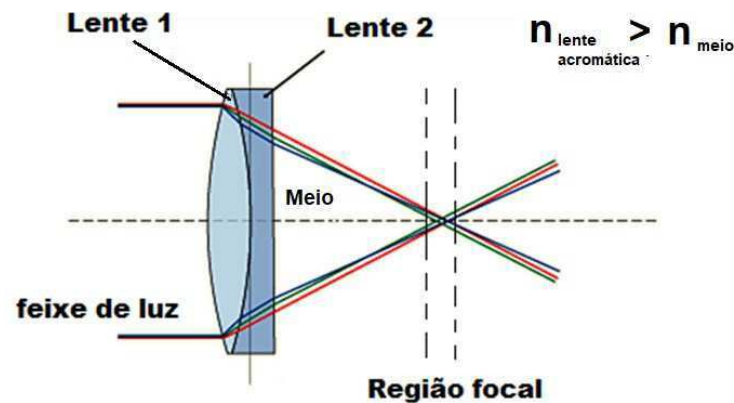


Fonte: próprio autor,2020.

Montagem a partir da adaptação de imagens extraídas das referências (WHAT,2021) e (forum .galactica.pt apud LUSO ACADEMIA,2020).

A correção ou a redução deste tipo de aberração é geralmente realizada usando lentes acromáticas. Neste caso, o princípio da correção das aberrações cromáticas consiste em combinar um par de lentes, com índices de refração diferentes (alto e baixo índices de refração) e distâncias focais muito próximas, formando o que se chama de doublet acromático. Isto permite a segunda lente (Lente 2) compensar a aberração cromática introduzida pela primeira lente (Lente 1) fazendo com que as componentes espectrais da luz sejam focalizadas em um mesmo plano focal, de acordo com a figura 11.

Figura 11 — Arranjo das lentes no doublet acromático.



Lente 1 - Convergente ; baixo índice de refração e baixa dispersão
Lente 2 - Dispersiva; alto índice de refração e alta dispersão

Fonte: figura adaptada da referência (LENS6B,2021)

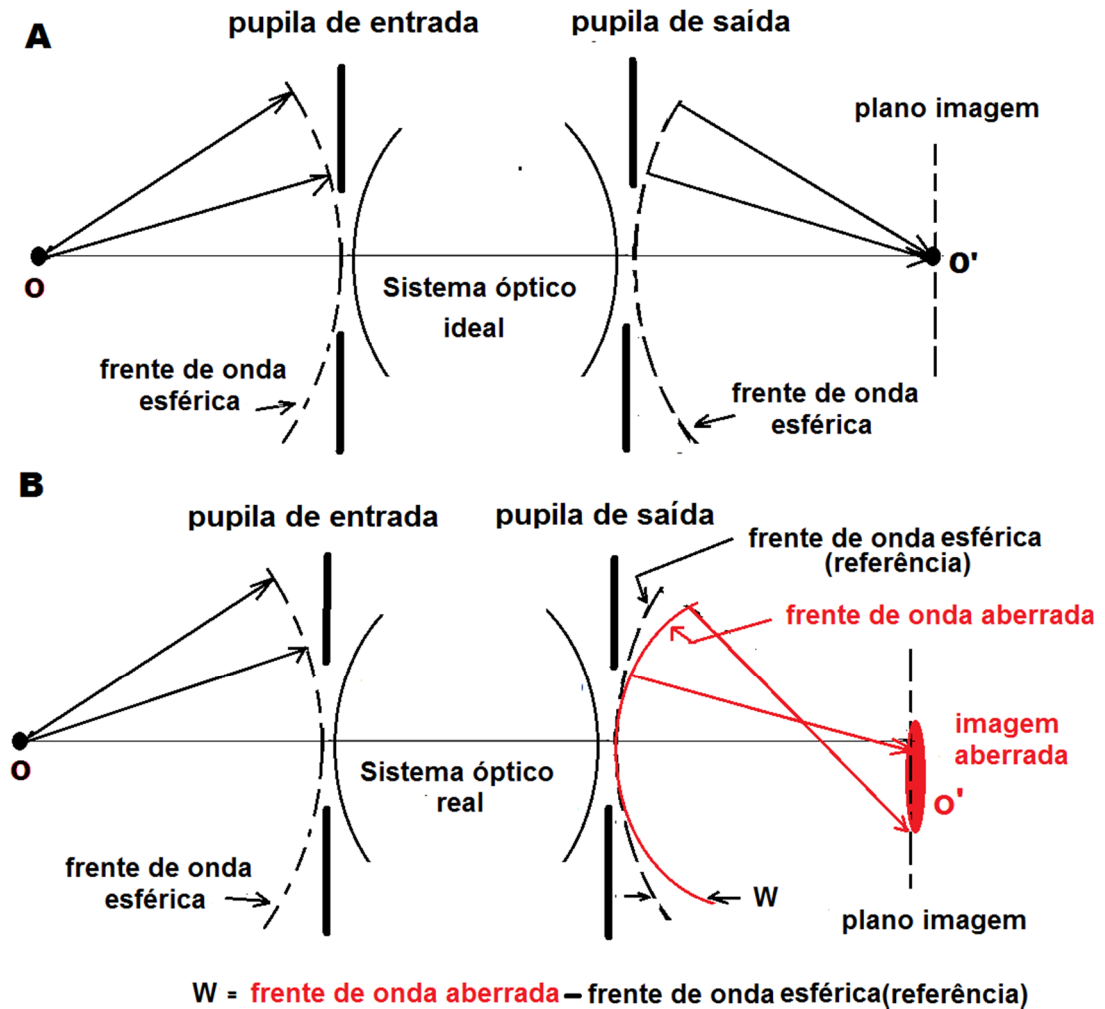
2.2.2 Aberrações monocromáticas

As aberrações monocromáticas, também chamadas de aberrações geométricas, ocorrem quando a frente de onda de uma luz monocromática sofre uma mudança na sua fase devido à geometria do meio (ou caminho óptico) pelo qual está passando, resultando assim em uma alteração na forma de sua frente de onda (FISCHER e TADIC-GALEB ,2008),(MAHAJAN,1998).

As aberrações monocromáticas podem ser melhor compreendidas, analisando a propagação da luz em um sistema óptico ideal, isto é, livre de aberrações ópticas, de acordo com a figura 12A. A frente de onda esférica de luz monocromática, proveniente do objeto O, irá incidir no plano da pupila de entrada e posteriormente atravessará o sistema óptico até emergir do plano de saída. Sendo o sistema óptico ideal, a frente que emerge da pupila de saída será perfeitamente esférica (sem perturbações) e todos os seus raios de luz serão focalizados no mesmo ponto no plano imagem, produzindo uma imagem O' conjugada sem aberrações ópticas.

Em sistemas ópticos reais, a frente de onda esférica proveniente do objeto O, ao incidir no sistema, sofre perturbações na sua superfície. Logo, ao emergir da pupila de saída, a frente de onda (em vermelho) não será mais perfeitamente esférica, e os seus raios serão agora focalizados em posições diferentes no plano imagem. Assim, o sistema óptico produzirá uma imagem conjugada O' (em vermelho) do objeto O no plano imagem com uma resolução reduzida, ou seja, aberrada opticamente como ilustra figura 12B.

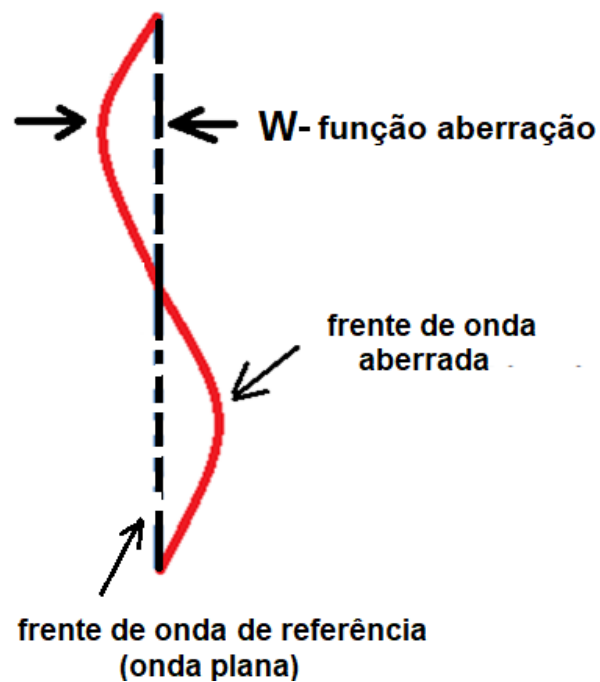
Figura 12 — **A)** Sistema óptico ideal, com a imagem gerada livre de aberrações ópticas. **B)** Sistema óptico real, com a mudança na fase da frente de onda gerando uma imagem com resolução reduzida.



Fonte: próprio autor, 2020

A função W , definida como função aberração total do sistema óptico, representa a diferença de caminhos ópticos (em comprimentos de onda), entre a frente de onda aberrada (em vermelho), que emerge do sistema óptico e a frente de onda perfeitamente esférica de referência (em preto) (figura 12B). No caso em que a fonte de luz encontra-se distante do ponto de observação, a função aberração W será a diferença entre a frente de onda aberrada (em vermelho) e a frente de onda plana que será usada como a frente de onda de referência (em preto), como mostra a figura 13.

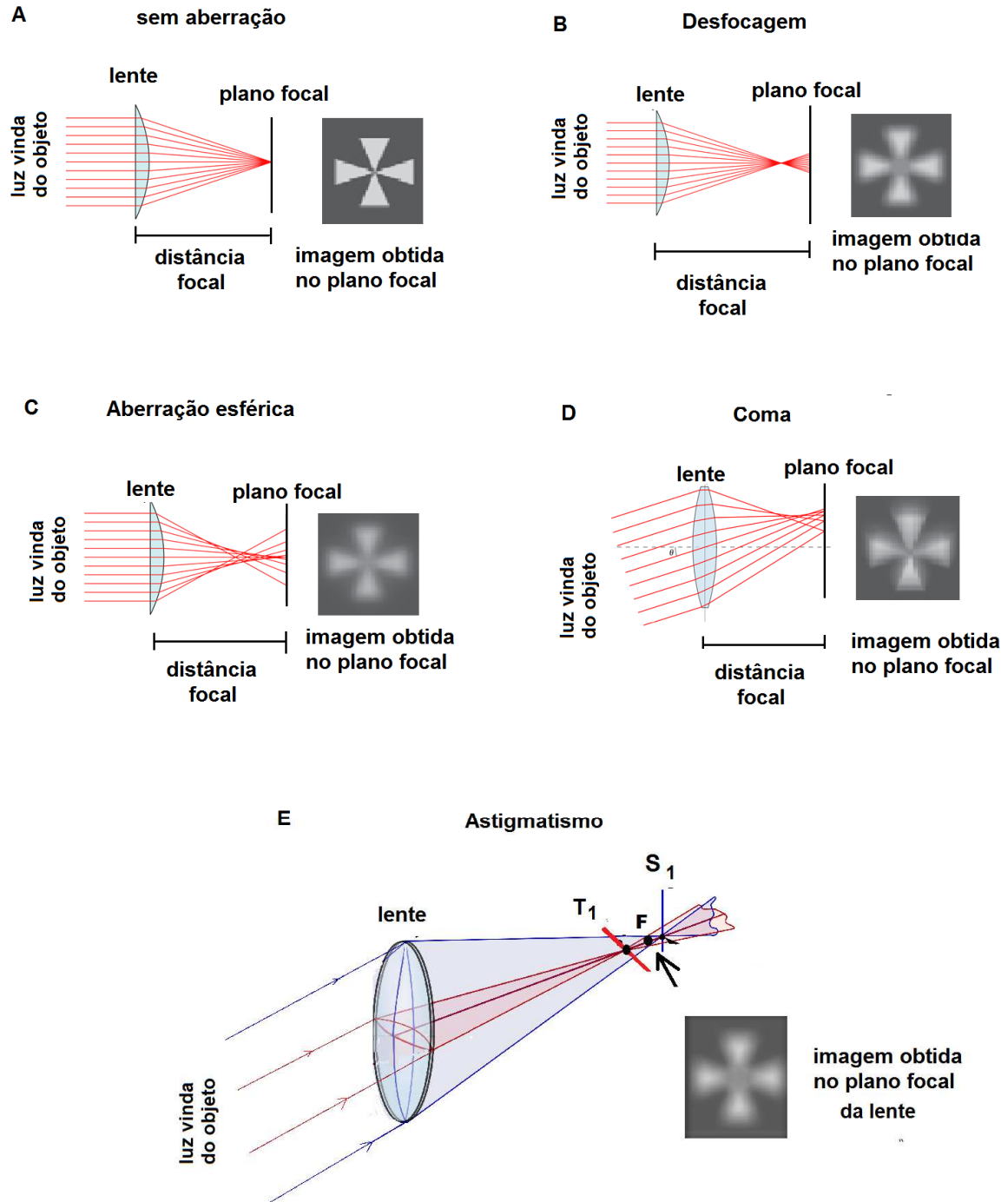
Figura 13 — Representação da função aberração W como a diferença entre a onda aberrada e a frente de onda de referência (onda plana).



Fonte:próprio autor,2020.

As aberrações monocromáticas mais presentes em um sistema óptico são o Desfoco, o Coma, o Astigmatismo, e a Aberração esférica. A figura 14 mostra o que ocorre geometricamente com os raios de luz em um sistema que possui tais aberrações e os seus efeitos na resolução da imagem gerada.

Figura 14 — Exemplos de aberrações monocromáticas e seus efeitos em uma imagem. **A)** Imagem livre de aberração óptica. **B)** Desfoco. **C)** Coma. **D)** Aberração esférica. **E)** Astigmatismo. T_1 e S_1 são as regiões onde ocorrem a focalização do feixe com astigmatismo na direção horizontal e vertical, respectivamente. O ponto F corresponde ao plano focal da lente.



Fonte: próprio autor, 2020.

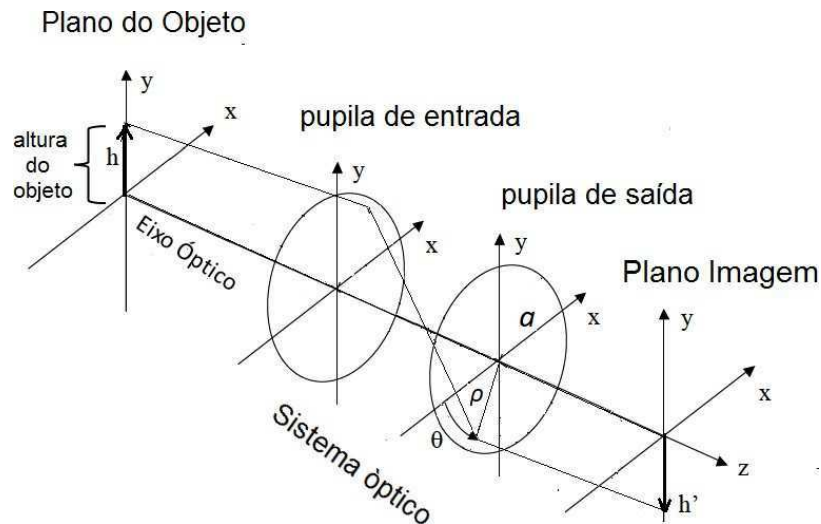
Montagem de figuras adaptadas das referências (GAMBRA et al 2020, figs A-E), (MGLG, 2006, figs A-C), (LENS-COMA, 2020, fig D), (KOSCH, 2007, fig E)

2.2.2.1 Expansão polinomial da função aberração (W)

Em sistema ópticos reais, a aberração total da frente de onda luz é uma composição de vários tipos de aberrações monocromáticas, não existindo apenas um único tipo de aberração monocromática responsável por ocasionar a modificação da frente de onda. Assim, a função aberração total da frente de onda, W , em um sistema óptico de imagem pode ser expressa como uma soma ponderada de uma série de potências, em que cada termo representa um tipo de aberração monocromática presente na frente de onda da luz .

Expansões em séries de Taylor podem ser usadas para representar a função aberração, W , em sistema ópticos com simetria rotacional por exemplo. Vamos considerar um típico sistema de imagem composto pupilas de entrada e saída, produzindo uma imagem de um certo objeto no plano imagem como mostra a figura 15.

Figura 15 — Sistema de coordenadas para um sistema óptico de imagem.



Fonte: figura do próprio autor, 2020.

Inspirada nas referências (GOODMAN, 1996, pg.127), (SASIÁN, 2012, pag.23)

Assim, utilizando-se apenas das coordenadas do objeto (altura h do objeto) e das coordenadas polares do raio ρ na abertura circular (pupila de saída), ρ ($0 \leq \rho \leq a$) e θ ($0 \leq \theta \leq 2\pi$), a função aberração, W , pode ser escrita como (FISCHER; TADIC-GALEB; YODER, 2008), (SASIÁN, 2012):

$$W(\rho, \theta) = W_{000} + W_{200}h^2 + W_{111}h\rho \cos \theta + W_{020}\rho^2 + W_{040}\rho^4 + W_{131}h\rho^3 \cos \theta + W_{222}h^2\rho^2 \cos \theta + W_{220}h^2\rho^2 + W_{311}h^3\rho \cos \theta + \text{termos de altas ordens...} \quad (1)$$

O quadro 1 relaciona o tipo de aberração que cada termo da expansão 1 representa, onde os W_{lmk} 's são os coeficientes de cada um destes termos. Os termos W_{000} e $W_{200}h^2$ são conhecidos como termos de Piston e Piston quadrático e representam o atraso ou avanço temporal que a frente de onda leva ao se propagar entre a pupila de entrada e a pupila de saída (não se caracterizam como uma aberração óptica). Os termos $W_{111}h\rho\cos\theta$ e $W_{020}\rho^2$ estão relacionados com as aberrações ópticas que provocam inclinação e uma desfocagem na imagem, respectivamente. Já os termos, com o tipo de aberração destacado em negrito no quadro 1, são chamados de aberrações de Seidel (também chamados de polinômios de Seidel) e representam as aberrações primárias mais presentes em um sistema óptico: aberração esférica, coma, astigmatismo, curvatura e distorção. As aberrações monocromáticas representadas pelos termos de altas ordens raramente estão presentes em sistemas ópticos reais, de modo que a função W é geralmente descrita como uma expansão polinomial dos termos que representam as aberrações primárias do sistema.

Quadro 1 — Quadro com os termos da expansão 1 e o tipo de aberração que cada termo representa. Os termos em negrito representam os polinômios de Seidel

Termo	Aberração
W_{000}	piston
$W_{200}h^2$	piston quadrático
$W_{111}h\rho\cos\theta$	inclinação
$W_{020}\rho^2$	desfocagem
$W_{040}\rho^4$	aberração esférica
$W_{131}h\rho^3\cos\theta$	coma
$W_{222}h^2\rho^2\cos^2\theta$	astigmatismo
$W_{220}h^2\rho^2$	curvatura
$W_{311}h^3\rho\cos\theta$	distorção

Fonte: próprio autor, 2020.

Apesar das expansões em séries de Taylor descreverem as aberrações monocromáticas de altas ordens presentes em sistema ópticos de imagem, estas não conseguem descrever todas as aberrações monocromáticas que podem estar presentes em um sistema óptico, pois não formam uma base completa de funções ortonormais. A maioria dos sistemas ópticos possui aberturas (pupilas) circulares, com simetria rotacional axial e nestes sistemas, em muitos casos, o estudo dos efeitos de pequenas aberrações ópticas nas imagens demanda a integração da

função de onda aberrada sobre uma área circular contínua. Além disso, é de grande utilidade expressar a função aberração de um sistema em uma série de potências onde os termos são mutuamente ortogonais (independentes), ou seja, uma série na qual seja possível adicionar novos termos a série, sem alterar os termos já existentes. Os polinômios de Zernike são um conjunto de polinômios, mutuamente ortogonais e contínuos em um círculo unitário. Sendo assim, o uso destes polinômios torna-se mais conveniente para expressar as aberrações monocromáticas em um sistema óptico de imagem com abertura circular (LAKSHMINARAYANAN e FLECK, 2011), (SASIÁN, 2012).

Os polinômios de Zernike são normalmente escritos em coordenadas polares, ρ ($0 \leq \rho \leq 1$) e θ ($0 \leq \theta \leq 2\pi$), sendo ρ e θ a coordenada radial e azimutal, respectivamente, de uma pupila de saída com raio normalizado a 1 (círculo unitário). Os índices n e m são, respectivamente, a ordem da componente radial e da frequência angular (azimutal) da componente sinusoidal de cada uma das aberrações monocromáticas que representam. Os polinômios de Zernike são definidos como (MAEDA, 2003), (MAHAJAN, 1994):

$$Z_n^m(\rho, \theta) = \begin{cases} N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \cos(m\theta) & \text{para } m \geq 0, 0 \leq \rho \leq 1, 0 \leq \theta \leq 2\pi \quad (2) \\ -N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \sin(m\theta) & \text{para } m < 0, 0 \leq \rho \leq 1, 0 \leq \theta \leq 2\pi \quad (3) \end{cases}$$

onde, para um dado n , m pode apenas assumir os seguintes valores: $-n, -n+2, -n+4, \dots, n$. N_n^m é o fator de normalização dado por:

$$N_n^m = \sqrt{\frac{2(n+1)}{1+\delta_{m0}}} \quad \delta_{m0} = 1 \text{ para } m = 0, \delta_{m0} = 0 \text{ para } m \neq 0 \quad (4)$$

Nas equações 2 e 3, $R_n^{|m|}(\rho)$ é parte radial do polinômio dado por:

$$R_n^{|m|}(\rho) = \sum_{s=0}^{(n-|m|)/2} \frac{(-1)^s (n-s)!}{s! [0.5(n+|m|)-s]! [0.5(n-|m|)-s]!} \rho^{n-2s} \quad (5)$$

O quadro 2 mostra as expressões para os polinômios de Zernike até a 4º ordem radial. A representação gráfica de cada uma dessas aberrações pode ser visualizada na figura 16.

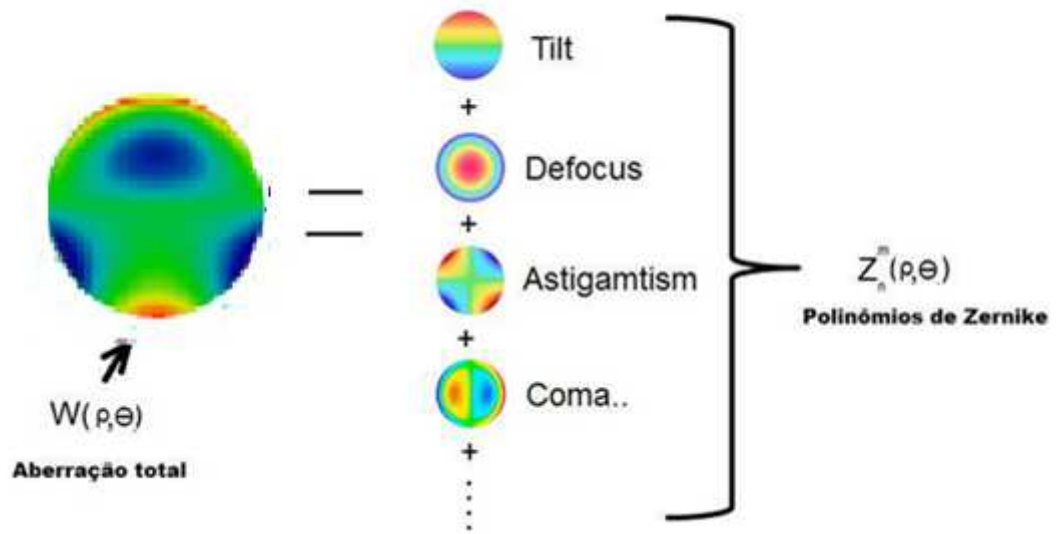
Quadro 2 — Quadro com os polinômios de Zernikes representando as aberrações ópticas até a 4.^a ordem radial

modo	ordem	frequência	$Z_n^m(\rho, \theta)$	Aberração
j	n	m		
0	0	0	1	piston
1	1	-1	$2\rho \sin \theta$	inclinação X
2	1	1	$2\rho \cos \theta$	inclinação Y
3	2	-2	$\sqrt{6}\rho^2 \sin(2\theta)$	Astigmatismo Oblíquo
4	2	0	$\sqrt{3}(2\rho^2 - 1)$	Desfoco
5	2	2	$\sqrt{6}\rho^2 \cos(2\theta)$	Astigmatismo Horizontal
6	3	-3	$\sqrt{8}\rho^3 \sin(3\theta)$	Trefólio Vertical
7	3	-1	$\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho^3) \sin(\theta)$	Coma Vertical
8	3	1	$\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho^3) \cos(\theta)$	Coma Horizontal
9	3	3	$\sqrt{8}\rho^3 \cos 3\theta$	Trefólio Oblíquo
10	4	-4	$\sqrt{10}\rho^4 \sin 4\theta$	Quadrifólio Horizontal
11	4	-2	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2) \sin 2\theta$	Astigmatismo Oblíquo secundário
12	4	0	$\sqrt{5}(6\rho^4 - 6\rho^2 + 1)$	Aberração Esférica
13	4	2	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2) \cos(2\theta)$	Astigmatismo Vertical Secundário
14	4	4	$\sqrt{10}\rho^4 \cos(4\theta)$	Quadrifólio Vertical
	:	:		

Fonte: Quadro adaptado da referência (MAEDA,2003)

Como mencionado anteriormente, em sistema ópticos reais a aberração total da frente de onda da luz em geral é uma composição de vários tipos de aberrações monocromáticas presentes no sistema. Desta forma, a função aberração total ou simplesmente a aberração total, $W(\rho, \theta)$, de um sistema óptico qualquer pode também ser vista como uma expansão de polinômios de Zernike, $Z(\rho, \theta)$, onde cada termo representa cada um dos vários tipos de aberração monocromática presentes no sistema, como ilustrado na figura 17.

Figura 17 — Imagem ilustrativa da descrição da aberração total do sistema óptico como uma composição de aberrações monocromáticas.



Fonte: próprio autor, 2020.,
Montagem de figuras extraídas de (TELESCOPEPTICS.NET., 2019)

Logo, a função aberração total $W(\rho, \theta)$ pode ser expressa como uma soma ponderada dos polinômios de Zernike (MAEDA, 2003), (MAHAJAN, 1994), de acordo com:

$$W(\rho, \theta) = \sum_{m,n} a_n^m Z_n^m(\rho, \theta). \quad (6)$$

Cada coeficiente a_n^m na equação 6 representa o valor médio quadrado, RMS (em μm), da contribuição para erro total da frente de onda (diferença entre a onda aberrada e a onda de referência) de cada aberração monocromática presente no sistema representada pelo respectivo $Z_n^m(\rho, \theta)$. Os coeficientes, a_n^m , com maiores valores na expansão, indicam maiores contribuições para a aberração total, das aberrações monocromáticas representadas pelo respectivos polinômios, $Z_n^m(\rho, \theta)$, e portanto, uma maior influência destas aberrações na resolução da imagem.

Através de uma transformação de coordenadas ($x = \rho \cos(\theta)$, $y = \rho \sin(\theta)$, $\rho = (x^2 + y^2)^{1/2}$), os polinômios de Zernike também podem ser descritos em coordenadas retangulares. Assim, a equação 6 pode ser reescrita como:

$$W(x, y) = \sum_{m,n} a_n^m Z_n^m(x, y). \quad (7)$$

Cada polinômio de Zernike também pode ser representado apenas por seu índice j (modo), onde um dado polinômio $Z_n^m(x, y)$ poderá ser representado por $Z_j(x, y)$, desde de que a condição, $j = [n(n+2)+m]/2$, seja respeitada. Assim, com $a_j = a_n^m$, a função aberração total W , pode ser escrita da seguinte forma:

$$W(x, y) = \sum_{j=0}^{j_{max}} a_j Z_j(x, y). \quad (8)$$

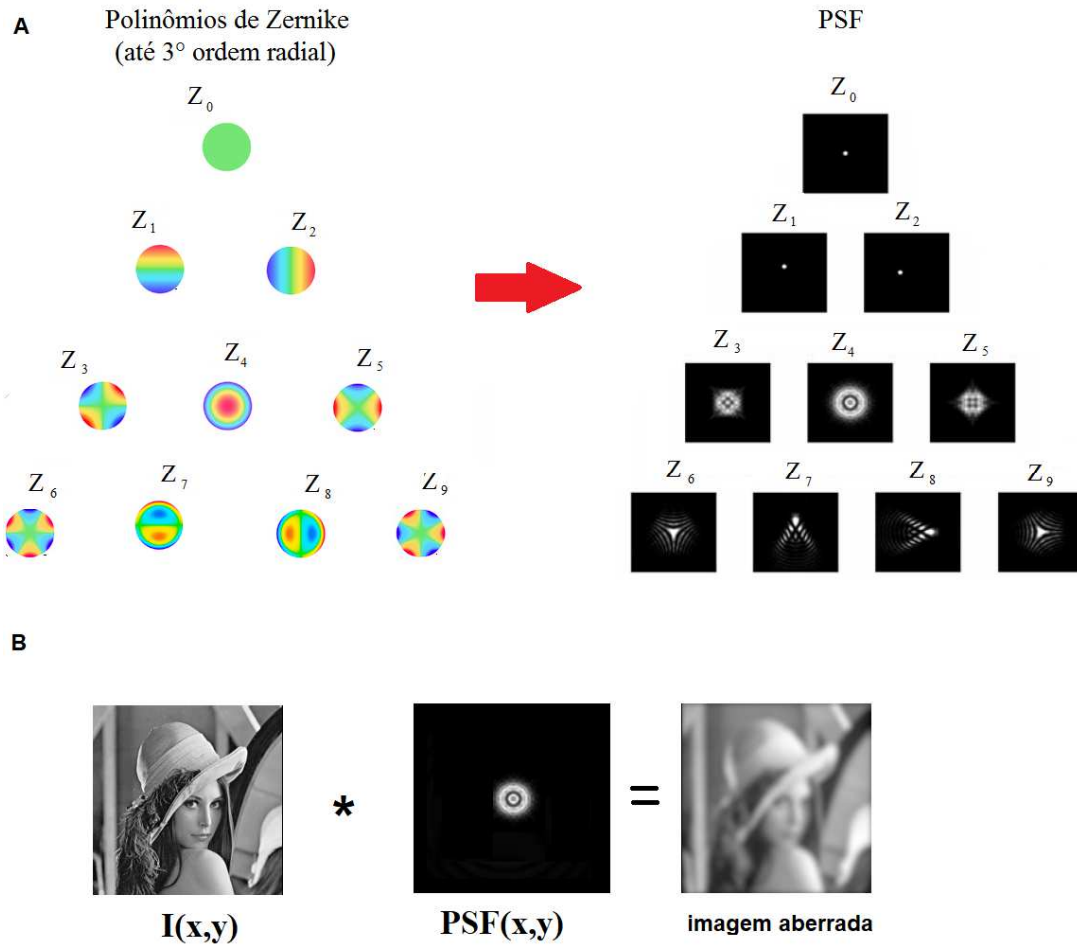
A partir da transformada de Fourier da função aberração total, $W(x, y)$, pode –se também obter a função de espalhamento pontual (PSF) do sistema (MAEDA, 2003) (MASALEHDAN et al, 2010):

$$PSF(x, y) = \frac{1}{\lambda^2 d A_p} \left| \iint_A [p(x, y) \exp\{-\frac{i2\pi W(x, y)}{\lambda}\}] dx dy \right|^2 \quad (9)$$

,onde $p(x, y)$ é a função que define a forma, o tamanho e a transmissão da pupila de saída, λ é o comprimento de onda da luz monocromática, d é o diâmetro da pupila de saída e A_p , a área da pupila de saída. A figura 18A mostra uma simulação da imagem da função de espalhamento pontual (PSF), extraída de (MASALEHDAN et al, 2010), para cada um dos polinômios de Zernike do quadro 2 até a 3.^a ordem radial para uma pupila de saída com $d=4\text{mm}$ e $\lambda = 570\text{nm}$.

A função de espalhamento pontual (PSF) carrega a informação sobre as aberrações ópticas que estão sendo introduzidas pelo sistema óptico em uma imagem. Assim, no plano imagem, a aberração gerada pelo sistema óptico na image é o resultado da convolução (*) da função $PSF(x, y)$ com a função da imagem não aberrada, $I(x, y)$ (figura 18 B).

Figura 18 — A) Imagem dos polinômios de Zernike até a 3.^a ordem radial e seus respectivos PSF's. B) Imagem ilustrativa da aberração dada pela convolução da função $I(x,y) * PSF(x,y)$.



Fonte: próprio autor, 2020.

Figura 18 A, adaptada de (TELESCOPEPTICS.NET., 2019) e (MASALEHDAN et al, 2010). Figura 18 B, de Lena Forsén digitalizada (creditos: Dwight Hooker, 1972 e Alexander Sawchuk 1973) adaptada de (HUTCHINSON, 2001)

Embora os polinômios de Zernike pareçam ser os mais adequados para descrever as aberrações presentes em sistemas ópticos circulares, convém lembrar que nem sempre são os melhores polinômios para representar a frente de onda em um determinado sistema óptico. Vale ressaltar que em sistemas com pupilas não circulares, os polinômios de Zernike perdem a condição de ortogonalidade, e talvez, não sejam os polinômios mais adequados para representar a função de onda aberrada nesta situação (LAKSHMINARAYANAN e FLECK, 2011).

Dado que o objetivo desta tese é a aplicação de técnicas de aprendizagem de máquina para identificação das aberrações ópticas em sistemas de imagem, o leitor desta tese, ao ler no texto a seguir o termo "aberrações ópticas", deve estar ciente que trata-se apenas das aberrações ópticas monocromáticas, uma vez que são as aberrações ópticas mais presentes em sistemas ópticos de aquisição de imagem.

3 SISTEMA DE ÓPTICA ADAPTATIVA

A qualidade da resolução de uma imagem obtida por instrumentos ópticos é de fundamental importância no processo de avaliação de sua informação. Porém, a presença de aberrações ópticas nestes sistemas, acarreta em perda de resolução espacial, podendo levar a avaliações errôneas sobre as estruturas e formas dos objetos contidos na imagem obtida.

Turbulências atmosféricas, por exemplo, geram distorções na frente de onda da luz vinda do espaço que reduzem a resolução espacial das imagens obtidas por telescópios astronômicos, levando em alguns casos à impossibilidade de distinção entre dois objetos astronômicos muito próximos em uma imagem (MERKLE et al.,1989),(ROUSSET et al.,1990). Já na área da oftalmologia, imagens da retina obtidas por oftalmoscópios convencionais possuem resolução limitada devido às aberrações ópticas introduzidas, pelo meio ocular, na frente de onda da luz refletida pela retina, o que impossibilita a visualização mais detalhada da estrutura da retina (ROORDA et al.,2002). Na área da microscopia óptica, aberrações ópticas produzidas por propriedades ópticas de uma amostra ou material que está sendo analisado podem comprometer a qualidade da imagem produzida pelo microscópio. Portanto, para se obter imagens de microscopia com resolução próxima ou apenas limitada pela difração, faz-se necessário o uso de técnicas ópticas que possam eliminar ou reduzir os efeitos das aberrações ópticas (BOOTH et al 2007).

A óptica adaptativa (OA) é uma técnica amplamente utilizada em diversos sistemas ópticos para eliminar ou reduzir as aberrações ópticas, pela identificação e correção das distorções presentes na frente de onda da luz proveniente do objeto (HAMPSON, 2008), (HARDY,1991), (DAVIES e KASPER , 2012). O primeiro sistema de OA foi idealizado por Babcock em 1953 (BABCOCK,1953) com a finalidade de compensar os efeitos, nas observações astronômicas, da passagem dos raios de luz vindo do espaço pela área de turbulência da atmosfera. Porém, apenas no final dos anos de 1980 o primeiro sistema de OA astronômico foi de fato testado com sucesso por Merkle em (MERKLE et al.,1989) e por Rousset em (ROUSSET et al.,1990) , obtendo pela primeira vez uma imagem astronômica limitada por difração usando OA.

Já nos anos 2000, Roorda e colaboradores (ROORDA et al.,2002), utilizaram pela primeira vez a óptica adaptativa na área da oftalmologia, montando um oftalmoscópio de varredura laser capaz de medir e corrigir aberrações ópticas de altas ordens no olho humano.

O uso da OA, permitiu fazer imagens das seções transversais da retina, visualizando as células fotorreceptoras (cones), fibras nervosas e o fluxo de células sanguíneas nas capilaridades da retina.

Na área da microscopia confocal, a óptica adaptativa foi inicialmente empregada por O'Byrne no final dos anos 1990 (O'BRYNE et al.,1999), cuja finalidade foi de corrigir a inclinação da frente de onda em um microscópio de transmissão confocal. Posteriormente, Booth (BOOTH, 2002) e Wright (WRIGHT et al.,2005) utilizaram a óptica adaptativa na microscopia de fluorescência confocal. A iluminação e fluorescência passam através da amostra, e como consequência disto, ocorre a introdução de aberrações ópticas em ambos os feixes, sendo então necessário o uso da OA para manter o sistema realizando imagens no limite da difração durante este processo.

Recentemente, a óptica adaptativa tem sido empregada em sistemas de comunicações ópticas no espaço livre (ar, vácuo). O uso da OA nesses sistemas leva a uma série de vantagens, como a redução da divergência do feixe de laser usado para transmissão de dados, ocasionando assim um aumento da performance do sistema (WEYRAUCH e VORONTSOV,2004).

A seguir iremos detalhar o princípio de funcionamento do sistema de OA e de seus componentes.

3.1 PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DO SISTEMA DE ÓPTICA ADAPTATIVA

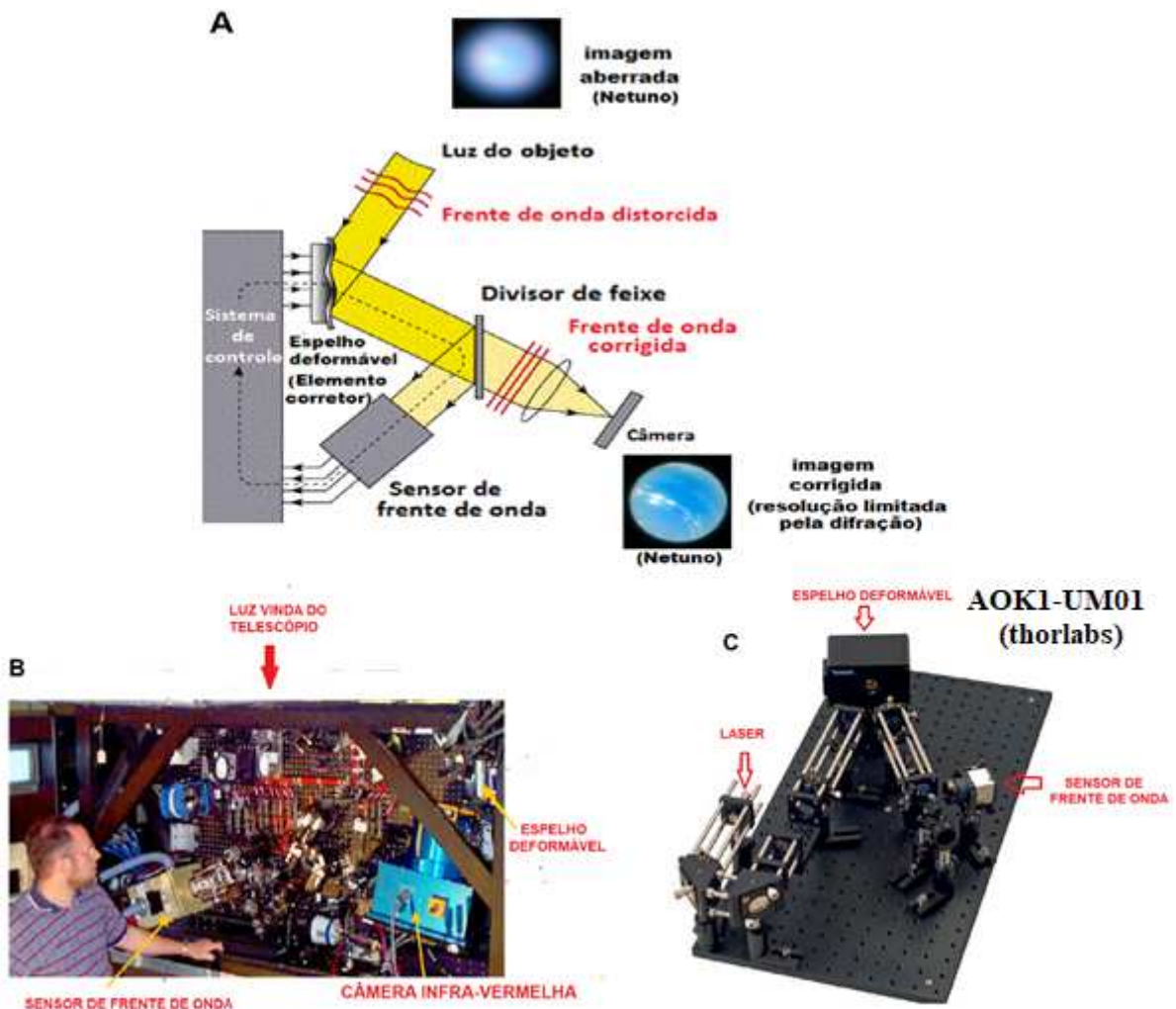
Em geral, um sistema de OA é composto por três elementos: um sensor de frente de onda, um elemento corretor da frente de onda e um sistema de processamento e controle computacional. A configuração básica do sistema está ilustrada na figura 19A.

Pela figura 19A, o feixe de luz vindo do objeto, com sua frente de onda aberrada, é direcionado ao elemento óptico corretor, cuja forma da sua superfície pode ser modificada. O elemento corretor, por sua vez, irá refletir o feixe na direção do sensor de frente de onda, elemento óptico responsável pela caracterização da frente de onda aberrada. Uma vez obtida a forma da frente de onda incidente, a óptica adaptativa irá alterar, com o auxílio do sistema de controle, a superfície do espelho deformável até que a frente de onda da luz refletida, medida no sensor de frente de onda, seja igual (ou aproximadamente igual) a uma onda plana.

No final deste processo, a imagem gerada do objeto pela OA terá uma resolução limitada (ou aproximadamente limitada) pela difração.

Nas figuras 19B e 19C, temos a imagem do sistema de OA utilizado em um observatório astronômico (LICK OBSERVATORY-USA) e de um kit de OA (AOK1-UM01-Thorlabs) comercial utilizado no Laboratório de Óptica Biomédica e Imagens da UFPE (LOBI-UFPE).

Figura 19 — A) Configuração do sistema de OA. B) Sistema de OA utilizado no LICK OBSERVATORY-USA C) Imagem ilustrativa do sistema de OA comercial Thorlabs utilizado no LOBI-UFPE.



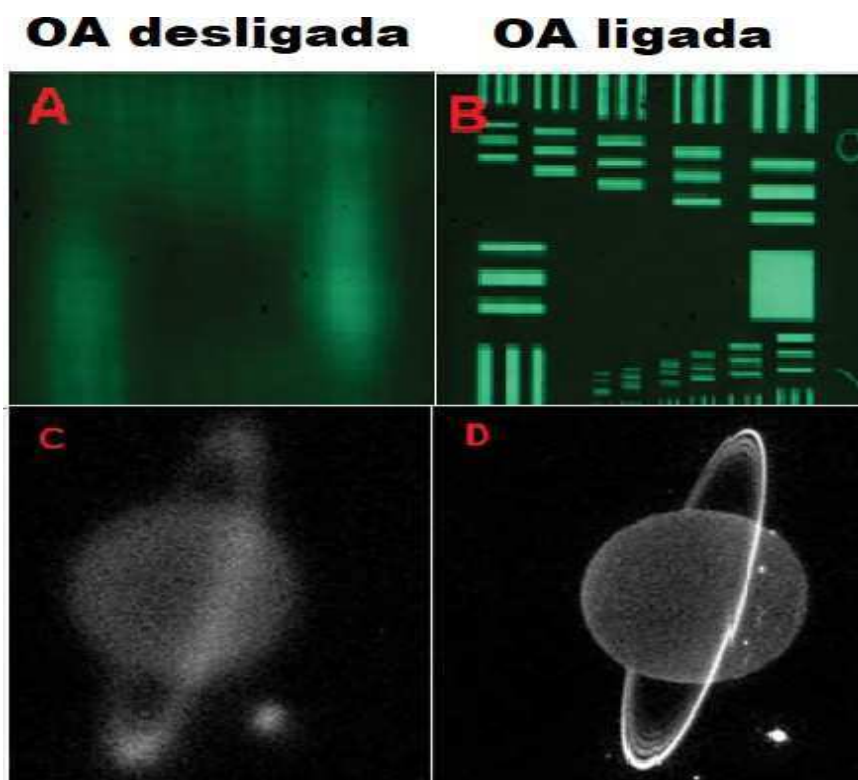
Fonte: próprio autor, 2020.

Figura 19 A adaptada, cortesia de C. Max do Center for Adaptive Optics (CFAO-USA,2020), (THE LYOT PROJECT.,2020). Figura do planeta urano extraída da referência (EUROPEAN SOUTHERN OBSERVATORY,2020). Figura 19 B adaptada, cortesia do (CFAO-USA,2020). Figura 19 C adaptada de (AOKIT,2020),créditos de Thorlabs,inc.

Na figura 20 são apresentados exemplos de imagens obtidas por sistemas ópticos, com e sem o auxílio da OA. As figuras 20A e 20B são imagens de um target (alvo) para teste de resolução em um microscópio óptico de varredura com um sistema de OA. Nota-se que uma melhor resolução é alcançada quando se utiliza a OA (figura 20B), revelando detalhes da

estrutura do alvo que não são observados quando a imagem é obtida sem o auxílio da OA (figura 20A). Já as figuras 20C e 20D apresentam imagens de infravermelho próximo do planeta Urano, obtidas por um telescópio astronômico com (figura 20D) e sem o auxílio (figura 20C) da OA. Detalhes sobre a forma dos anéis bem como uma das suas luas são melhores visualizados quando o sistema de óptica adaptativa (OA) é utilizado.

Figura 20 — Imagem realizada por um microscópio óptico de varredura target (alvo) sem o uso da OA A) e com o uso da OA B). Imagem obtida de um telescópio astronômico do planeta Urano sem uso da OA em C) e com uso da OA em D)



Fonte: próprio autor, 2020.

Montagem realizada a partir de imagens adaptadas de Thorlabs website (THORLABS1, 2019) (figuras A e B) e do Observatório astronômico Keck (USA) (W.M. KECK OBSERVATORY, 2020) (figuras C e D).

3.1.1 Sensor de frente de onda

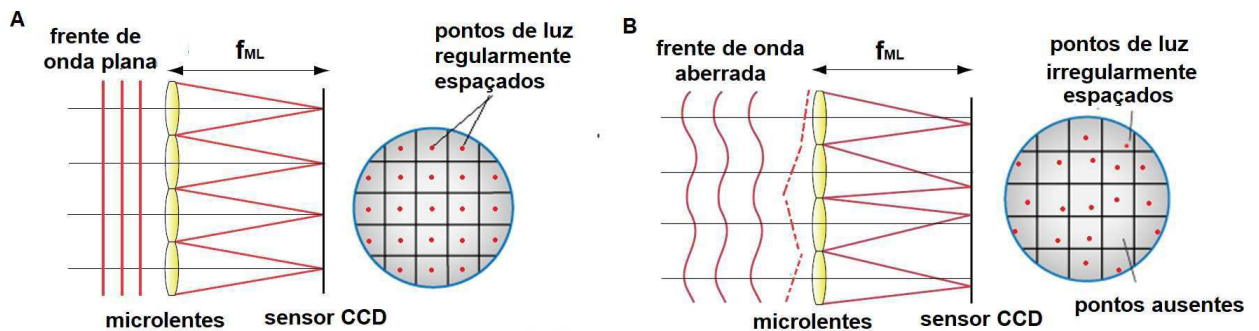
O sensor de frente de onda é um elemento óptico que tem por finalidade reconstruir a frente de onda de luz, fornecendo dados que permitam ao sistema de OA medir e corrigir as aberrações ópticas presentes em um sistema de imagem. A correção em tempo real da frente de onda é uma condição primordial para sistemas de OA, logo os sensores de frente de onda devem ser rápidos o suficiente (taxa de captura de 20-30 Hz) para medir, em tempo real, as variações na frente de onda e a sua distribuição de intensidades. Além disso, devem ter uma boa resolução

espacial para reconstruir a forma da frente de onda com precisão (HAMPSON,2008).

Existem diversos tipos de sensores de frente de onda, baseados em diferentes técnicas ópticas, que permitem caracterizar a frente de onda em um sistema de OA. Dentre estes sensores destacam-se: o sensor *Shack-Hartmann* (PLATT e SACK,2001), o sensor de pirâmide (*Pyramid sensor*) (GHEDINA et al,2003) e o sensor de curvatura (*Curvature sensor*) (RODDIER,1988). Este capítulo, aborda apenas o entendimento do sensor *Shack Hartmann*, dado que este é o mais empregado nos sistemas de óptica adaptativa atuais.

O sensor *Shack-Hartmann* é composto por um conjunto (array) de microlentes e um sensor CCD no plano focal das microlentes como mostra a figura 21 (THORLABS2,2019). O conjunto de microlentes discretiza a frente de onda aberrada incidente em pequenos elementos de onda plana. Se a frente de onda é plana (livre de aberrações), esta será transmitida através do conjunto e produzirá um padrão de pontos brilhantes regularmente espaçados no plano da CCD como mostra a figura 21A . Porém, a presença de aberrações ópticas na frente de onda irá provocar deslocamentos na posição de alguns pontos brilhantes, de acordo com a inclinação da parte da frente de onda incidente em cada microlente, produzindo assim um padrão de pontos brilhantes irregulares (figura 21B).

Figura 21 — Configuração do sensor de frente de onda Hartmann-shack. Padrão produzido no plano do sensor CCD pelas microlentes para frente de onda plana A) e para frente de onda aberrada B).



Fonte:próprio autor,2020

Montagem de figuras adaptadas das referências (THORLABS2,2019) e (HAMPSON.,2008)

A partir da análise do que acontece localmente em cada microlente, como mostra a figura 22, pode-se entender como o sensor consegue reconstruir a função aberração total. Considerando que a função $W(x,y)$ descreve a onda plana inclinada incidente em cada microlente, tem-se que a relação entre o ângulo de incidência da onda plana, α , e o deslocamento do ponto focal que será produzido no plano da CCD, δy , é dada por (THORLABS2,2019):

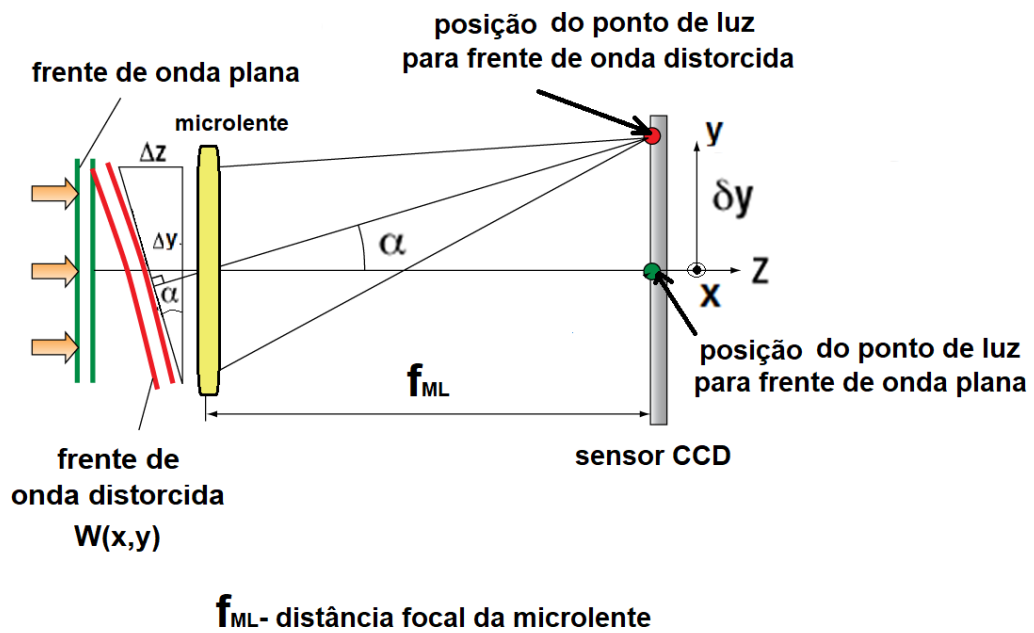
$$\tan \alpha = \frac{\Delta z}{\Delta y} = \frac{\delta y}{f_{ML}}, \quad (10)$$

onde f_{ML} é a distância focal de cada microlente. Sendo as inclinações da frente de onda associadas a $\tan \alpha$, pode se expressar as variações de $W(x,y)$ em relação as suas derivadas parciais nas direções x e y , como:

$$\frac{\partial W(x,y)}{\partial x} = \frac{\delta x}{f_{ML}} \quad (11)$$

$$\frac{\partial W(x,y)}{\partial y} = \frac{\delta y}{f_{ML}} \quad (12)$$

Figura 22 — Diagrama do funcionamento de uma única microlente no sensor Shack- Hartmann.

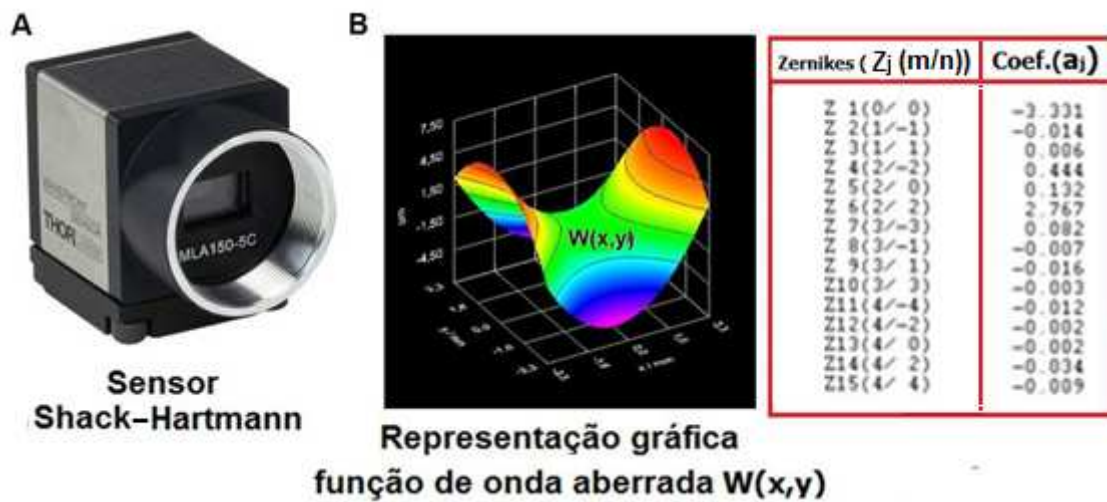


Fonte: Figura adaptada da referência (THORLABS2,2019)

Portanto, as relações 11 e 12 permitem ao sistema de OA determinar a magnitude da inclinação da onda incidente, em função dos deslocamentos provocados, nas direções x e y , no plano focal de cada microlente. Assim, quando se considera o conjunto de todas as microlentes, torna-se possível então reconstruir a frente de onda total ($W(x,y)$) incidente no sensor de frente de onda, em função das inclinações (tilts) da frente de onda em cada uma das microlentes. Isto leva a possibilidade realizar um *fitting*(ajuste) da onda incidente em termos de uma expansão de polinômios de Zernikes, conforme abordado em (LIANG et al,1994).

A figura 23 mostra a imagem de um sensor *Shack-Hartmann* comercial (WFS150-5C Thorlabs) (figura 23A) e a representação gráfica de uma frente de onda aberrada medida via software de controle do sensor (figura 23B). O programa ainda permite visualizar a expansão da função de onda total $W(x,y)$ em função dos polinômios de Zernikes, Z_j 's e dos valores dos seus respectivos coeficientes, a_j 's (figura 23B).

Figura 23 — **A)** Sensor de frente de onda Shack-Hartmann Thorlabs. **B)** Imagem ilustrativa da frente de onda sendo medida. Expansão em polinômios de Zernikes com os respectivos coeficientes da função de onda W (quadro vermelho).



Fonte: próprio autor, 2020.

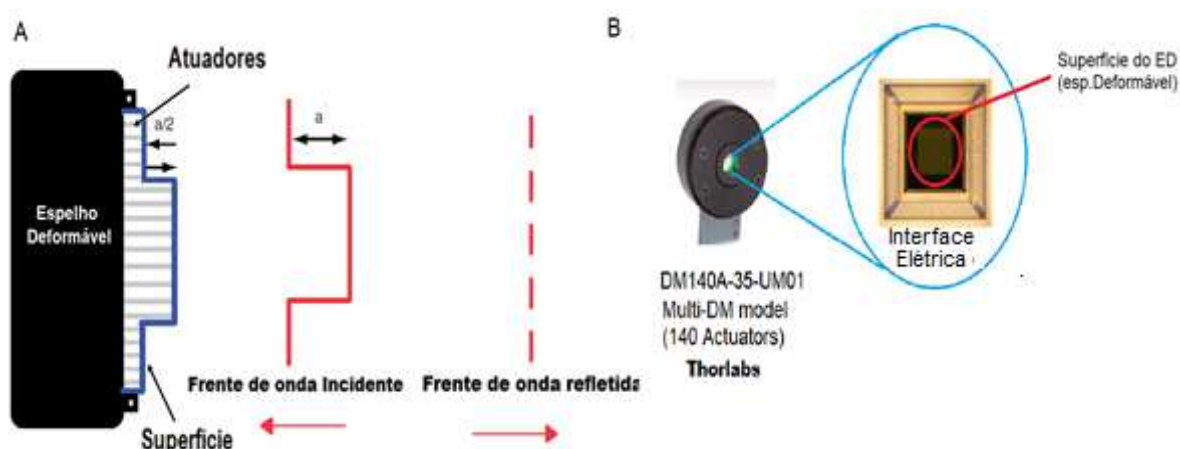
Montagem de figuras extraídas da referência (THORLABS2,2019)

3.1.2 Correção das aberrações ópticas

3.1.2.1 Espelhos deformáveis

Os espelhos deformáveis(ED's) são os elementos ópticos mais utilizados para corrigir a frente de onda em um sistema de óptica adaptativa (OA). Como mencionado anteriormente, a função do espelho deformável (ED) é corrigir ou minimizar as perturbações na frente de onda, tornando-a mais plana possível. Isto se deve ao fato que a superfície do espelho é conectada a um conjunto de atuadores microeletromecânicos, que em resposta à tensão aplicada em seus terminais, criam uma superfície refletora que corrigirá a frente de onda incidente, como descrito na figura 24A. A figura 24B mostra a imagem de um espelho deformável comercial (DM140A-35-UM01-Thorlabs) e da sua superfície microeletromecânica.

Figura 24 — **A)** Princípio de funcionamento do espelho deformável. **B)** Imagem de um espelho deformável comercial (Thorlabs), mostrando a localização da sua superfície microeletromecânica (círculo vermelho).



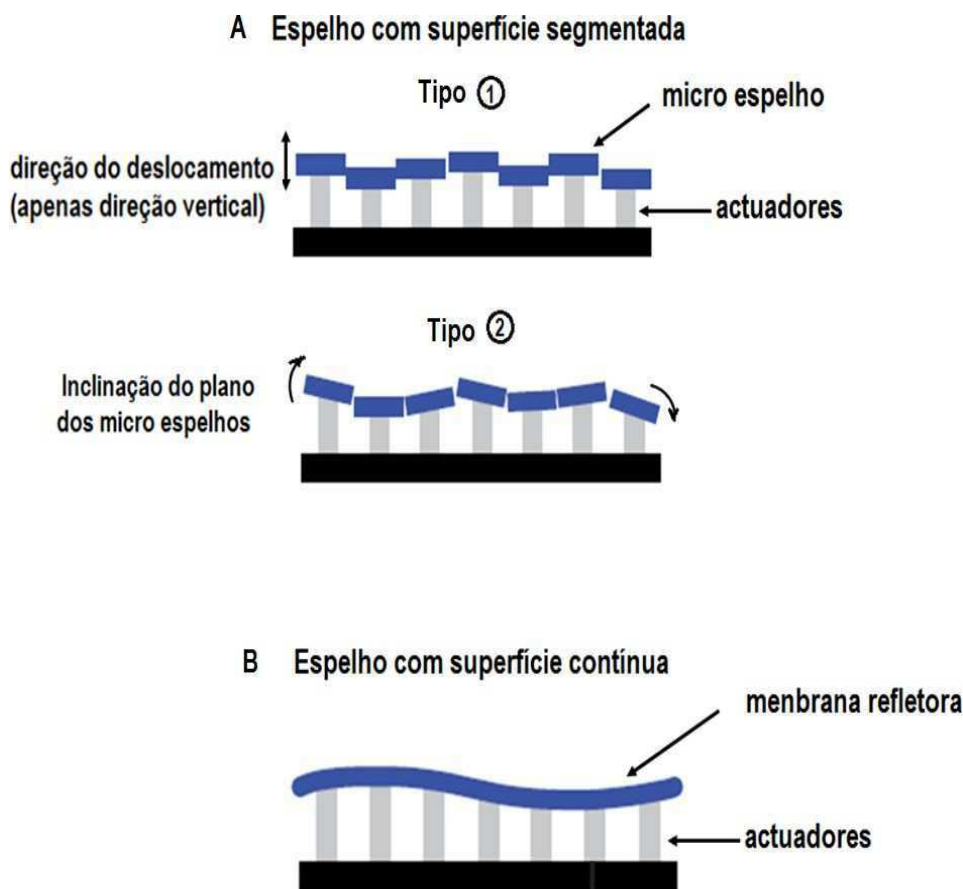
Fonte: próprio autor, 2020.

Montagem com figuras adaptadas. Figura 24A adaptada da referência (HAMPSON.,2008). Figura 24B adaptada da referência (THORLABS1,2019)

Os espelhos deformáveis são classificados como segmentados ou contínuos, de acordo com as características de sua superfície (figura 25). Nos espelhos deformáveis segmentados, a superfície é formada por um conjunto de microespelhos planos, conectados individualmente a cada atuador microeletromecânico (figura 25A). Em certos tipos de superfície segmentada (tipo 1), os microespelhos possuem apenas um movimento na direção vertical ao plano da superfície do espelho. Já em outros tipos de superfície segmentadas (tipo 2) os microespelhos, além do movimento na direção vertical, podem também se inclinar em várias direções (figura 25A). O fato de haver a possibilidade de cada microespelho ser ajustado individualmente faz com que os espelhos de superfície segmentada sejam os mais adequados para corrigir aberrações ópticas de altas ordens (polinômios de Zernike com ordem radial maior que 3). No entanto, o ajuste individual de cada microespelho pode levar a presença de possíveis "gaps" (espaços) entre cada microespelho, ocasionando perdas de intensidade e efeitos difração no feixe de luz incidente sobre a superfície segmentada (HAMPSON,2008).

Já os espelhos deformáveis de superfície contínua (figura 25B), são formados por um conjunto de atuadores conectados a uma fina membrana refletora, de modo que quando um atuador se move, há uma deformação na membrana ao longo de uma região que não apenas se restringe área imediatamente acima do atuador (HAMPSON,2008), (THORLABS1,2019). O caráter contínuo de sua superfície permite gerar regiões de inclinações mais suaves, tornando-os mais adequados para corrigir as aberrações ópticas de baixas ordens radiais (polinômios de Zernike até 3.ª ordem radial).

Figura 25 — **A)** Configuração de espelhos deformáveis, com atuadores microeletromecânicos de superfície segmentada (tipo 1 e 2) e de superfície contínua **B).**



Fonte: figuras 25A e 25B adaptadas da referência (HAMPSON,2008)

O alcance da correção da frente de onda que pode ser realizada pelo espelho deformável é definido por diversos fatores, dentre eles o número, a distribuição e amplitude do deslocamento dos atuadores (HAMPSON.,2008).

O número de atuadores determina os graus de liberdade do espelho deformável, e, portanto, a complexidade da frente de onda que pode ser corrigida. Em geral, os atuadores são distribuídos em uma matriz quadrática, embora seja possível encontrar atuadores distribuídos em arranjos triangulares e hexagonais. Uma matriz quadrática de atuadores facilita o posicionamento destes em um sistema de coordenadas cartesianas, permitindo assim, um fácil mapeamento e correlação dos atuadores do espelho com a matriz de detectores quadráticos existente no sensor de frente de onda.

A amplitude de deslocamento de um atuador é um fator importante. O deslocamento dos atuadores é da ordem de microns. A amplitude máxima que cada atuador pode alcançar limita a amplitude das aberrações ópticas que podem ser corrigidas. Na maioria dos espelhos deformáveis os valores de amplitude de deslocamento dos atuadores variam de $3.5\mu m$ a $6\mu m$,

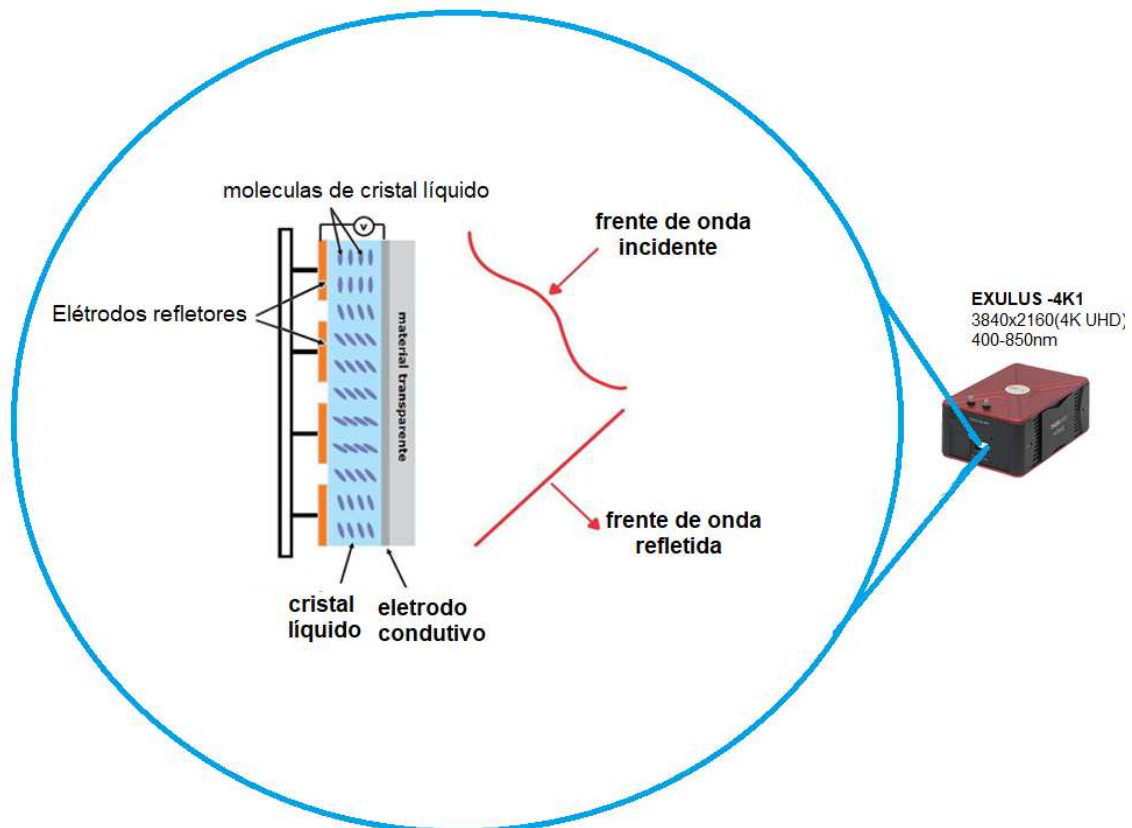
porém, em alguns casos, a amplitude de deslocamento pode chegar a dezenas de microns ($\pm 50 \mu\text{m}$ de deslocamento pico-vale).

A frequência de operação do espelho é outro fator importante. Na óptica adaptativa real, a frente de onda muda rapidamente, sendo necessário por parte do espelho deformável o controle dos atuadores em frequências da ordem de kHz para que o sistema de OA consiga corrigir as aberrações na frente de onda em tempo real.

3.1.2.2 Moduladores espaciais de cristal líquido

Além dos espelhos deformáveis, os moduladores espaciais de luz (SLM) de cristal líquido são também utilizados em sistemas de OA como elementos de correção. O princípio de funcionamento consiste na manipulação do índice de refração do cristal para modular a fase da frente de onda incidente, de modo que a frente de onda refletida pela superfície do modulador será plana (figura 26). A aplicação de uma tensão elétrica modifica o alinhamento das moléculas de cristal líquido e consequentemente altera o índice de refração, modulando a fase da frente de onda incidente (THORLABS4,2021).

Figura 26 — Princípio de funcionamento do modulador espacial de luz de cristal líquido (EXULUS-4K1-Thorlabs).



Fonte: próprio autor,2020.

Montagem de figuras adaptadas das referências (HAMPSON,2008), (THORLABS4,2021)

Em geral, os moduladores espaciais de luz, baseados na tecnologia de cristal líquido, possuem um custo bem menor em relação ao custo dos espelhos deformáveis. Porém, como os moduladores espaciais de cristal líquido conseguem apenas modular a fase de uma luz linearmente polarizada, a necessidade de criar um feixe de luz com tal condição leva a uma perda significativa da intensidade da luz que será refletida pelo SLM. Além disso, a baixa frequência de operação (da ordem de Hz) dos SLM's pode dificultar a correção em tempo real das aberrações em um sistema de óptica adaptativa (HAMPSON,2008).

3.1.3 Sistema de controle

O controle da óptica adaptativa é realizado via sistema computacional. O sistema converte os dados da frente de onda, obtidos pelo sensor, em sinais de tensão elétrica proporcionais a forma da onda, que enviados ao elemento corretor modifica a frente de onda incidente eliminando as aberrações ópticas.

A conexão entre o sensor e o espelho deformável habilita o sistema de controle operar como um sistema de *feedback*, fazendo com que o procedimento de envio de dados e controle do espelho seja repetido diversas vezes até o sistema encontrar a superfície refletora que corrija ao máximo as aberrações ópticas presentes na frente de onda incidente.

Em alguns sistemas de óptica adaptativa, como os utilizados em sistemas de imageamento óptico da retina humana, é possível usar a óptica adaptativa não apenas para corrigir uma determinada frente de onda como também para introduzir aberrações ópticas em uma onda inicialmente plana. Pelos softwares de controle do sistema é possível usar os polinômios de Zernike para gerar uma frente de onda que contém uma aberração óptica específica ou uma superposição de aberrações ópticas de várias ordens radiais (THORLABS1,2019).

3.2 EXEMPLOS DE APLICAÇÕES DA ÓPTICA ADAPTATIVA

3.2.1 Oftalmoscópio de varredura a laser (SLO)

Uma importante aplicação do sistema de óptica adaptativa está na área da oftalmologia. Muitas das doenças degenerativas do tecido da retina humana se manifestam inicialmente com a perda ou morte das células fotorreceptoras (cones), principalmente na região da fóvea (região central da retina). Infelizmente, em muitos casos, essas doenças só são diagnosticadas em um estágio já avançado, devido ao limite da resolução dos oftalmoscópios convencionais.

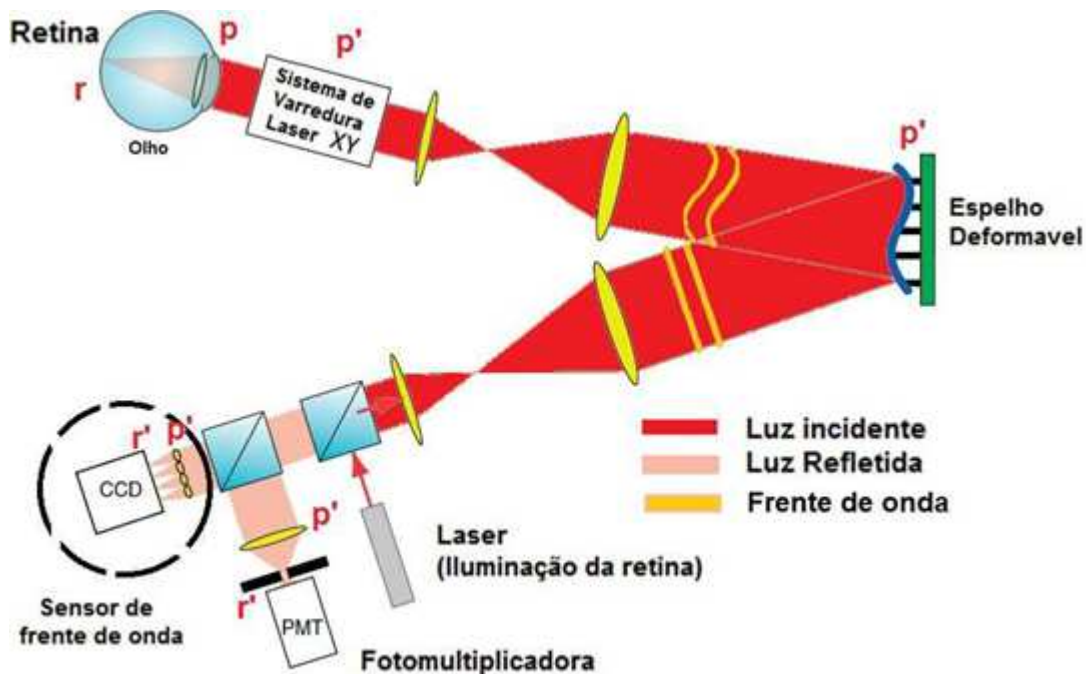
Sistemas de oftalmoscópios de varredura a laser (SLO's) utilizam óptica adaptativa para fazer imagens individuais das células fotorreceptores da retina *in vivo* (ROORDA et al.,2002)(RATIVA e VOHNSEN,2011), constituindo-se assim, em uma técnica não invasiva de

monitoramento do estágio dessas doenças. Isto, portanto, permite ao oftalmologista determinar mais cedo o modo mais eficaz de tratamento de um determinado paciente.

A figura 27 mostra, de forma geral, a configuração de um sistema oftalmoscópio de varredura a laser com a óptica adaptativa (OA). O sistema é montado de tal forma que o plano da pupila (p) do paciente esteja opticamente conjugado com o plano do espelho deformável (p') e com o plano do sensor de frente de onda (*Shack–Hartmann*) (p'), enquanto o plano da retina (r) está opticamente conjugado com o plano da fotomultiplicadora (PMT) (r'). Um laser e um sistema de varredura XY (conjugado com o plano da pupila) são utilizados para iluminar uma determinada área da retina.

Parte da luz refletida pela retina é focalizada na PMT, realizando assim uma detecção confocal da área iluminada na retina. A outra parte da luz refletida é direcionada ao sensor *Shack–Hartmann* para medir as aberrações ópticas presentes no feixe de luz refletido. Isto permite ao sistema de controle da OA ajustar a superfície do espelho deformável de modo a eliminar as distorções na frente de onda da luz refletida pela retina, aumentando assim a resolução da imagem da retina obtida pela fotomultiplicadora.

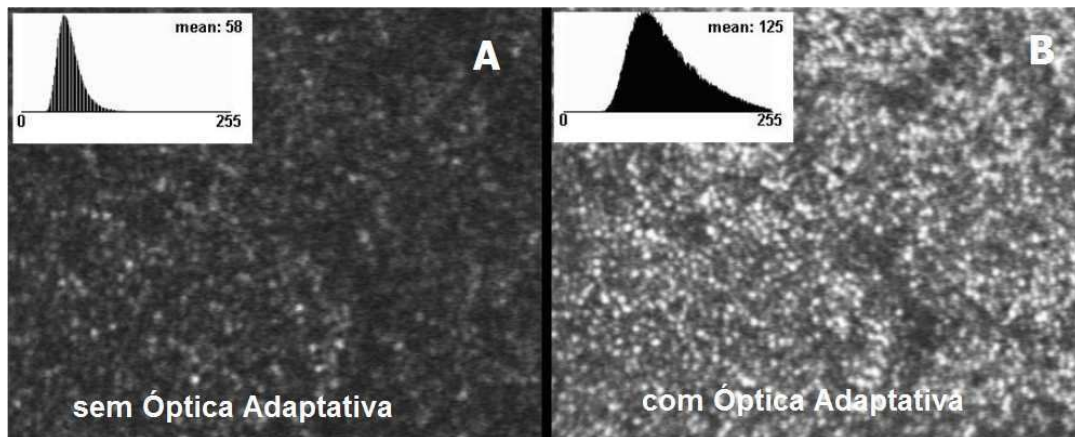
Figura 27 — Oftalmoscópio de varredura a laser com óptica adaptativa.



Fonte: figura adaptada da referência (HAMPSON, 2008)

A figura 28 extraída da referência (ROORDA et al.,2002) mostra a comparação de uma imagem realizada por um oftalmoscópio de varredura a laser de uma mesma área da retina, com e sem o uso da óptica adaptativa. Nota-se um forte aumento do contraste e da resolução na imagem obtida via óptica adaptativa, revelando o mosaico de cones da retina humana nesta área.

Figura 28 — Imagem de uma área da retina obtidas sem **A)** e com **B)** o uso da óptica adaptativa



Fonte: figura adaptada da referência (ROORDA et al.,2002)

Vale ressaltar que, no apêndice A, está descrito o SLO por mim desenvolvido no Laboratório de Óptica Biomédica e Imagens da UFPE (LOBI-UFPE), apresentando as imagens dos cones fotorreceptores obtidas pelo equipamento. No apêndice C, os limites de segurança para o uso de um SLO são abordados, considerando a velocidade de varredura e a potência do laser. Também, no apêndice C, é descrito o uso de um oftalmoscópio de varredura com um diodo superluminescente (SLD) no estudo da direcionalidades dos cones fotorreceptores presentes na retina humana, realizado no Advanced Optical Imaging Group(AOI) da University College Dublin(UCD) em 2014.

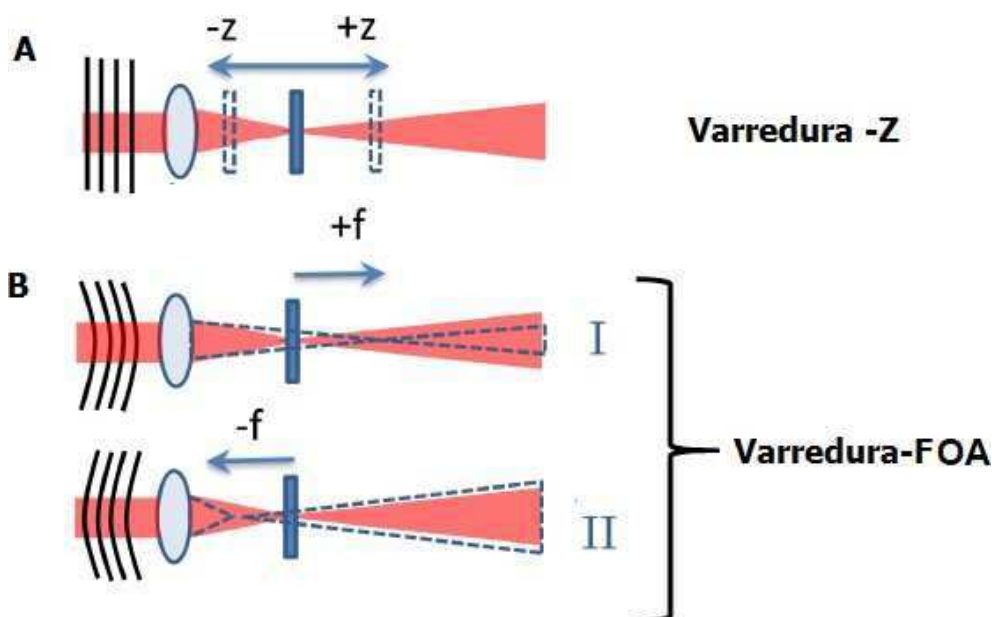
3.2.2 Uso da óptica adaptativa para medidas de índice de refração e de absorção não linear

A varredura-Z (Zscan) (FALCONIERI, M., 1999), (SHEIK-BAHAIE et al, 1990), (GOMES et al, 2007) é uma técnica bem estabelecida, usada para medir o índice de refração não linear e o coeficiente de absorção não linear de materiais finos e transparentes pelo deslocamento axial da amostra ao longo do foco de um feixe de laser. No entanto, a varredura-Z não é adequada para experimentos em que a amostra não pode ser axialmente deslocada (amostra fixa), o que pode impossibilitar em alguns casos a medição de propriedades ópticas não-lineares em função de alguns parâmetros como temperatura, pressão, campos elétricos e magnéticos.

Uma alternativa para contornar esta limitação da varredura-Z foi introduzida por Samoc & Kolkowski em (KOLKOWSKI e SAMOC., 2014) usando a técnica denominada de varredura-F (F-scan). Usando lentes de foco ajustável para mudar a posição do foco em relação à amostra, ao invés de mover a amostra em relação ao feixe, Samoc & Kolkowski demonstraram ser possível obter medidas de não linearidade, para amostras de sílica e corantes orgânicos, equivalentes à aquelas que seriam obtidas pela técnica Z-scan. Porém, esta alternativa apresenta algumas dificuldades técnicas, dado que o laser deve estar precisamente alinhado com o centro da lente de foco ajustável para garantir a assimetria axial do feixe quando houver uma mudança na distância focal da lente. Além disso, faz-se necessário, após cada medida realizada pela técnica, adquirir uma curva de calibração da intensidade da luz no fotodetector em função da variação da distância focal da lente sem a amostra estar presente. Variações que ocorrem no tamanho do feixe transmitido levam a um decaimento de intensidade do sinal medido no plano do fotodetector, ocasionando um deslocamento na curva de transmissão obtida pela varredura-F em relação à curva que seria obtida pela da técnica da varredura-Z convencional.

Uma nova técnica de varredura-F usando um sistema de OA (varredura-FOA) para medir não linearidades em amostras transparentes foi recentemente apresentada por Santos e colaboradores (SANTOS et al, 2019) em 2019 (Apêndice C). Diferentemente do varredura-Z convencional (figura 29A), no método de varredura-FOA, a cintura do feixe focalizado pode ser transladada axialmente por desvios focais (+f, -f) introduzidos por aberrações de desfocagem controladas via óptica OA, enquanto a amostra é mantida em uma posição fixa, como mostrado na figura 29B (I, II).

Figura 29 — Representação das técnicas de varredura-Z A) e de Varredura-FOA B)



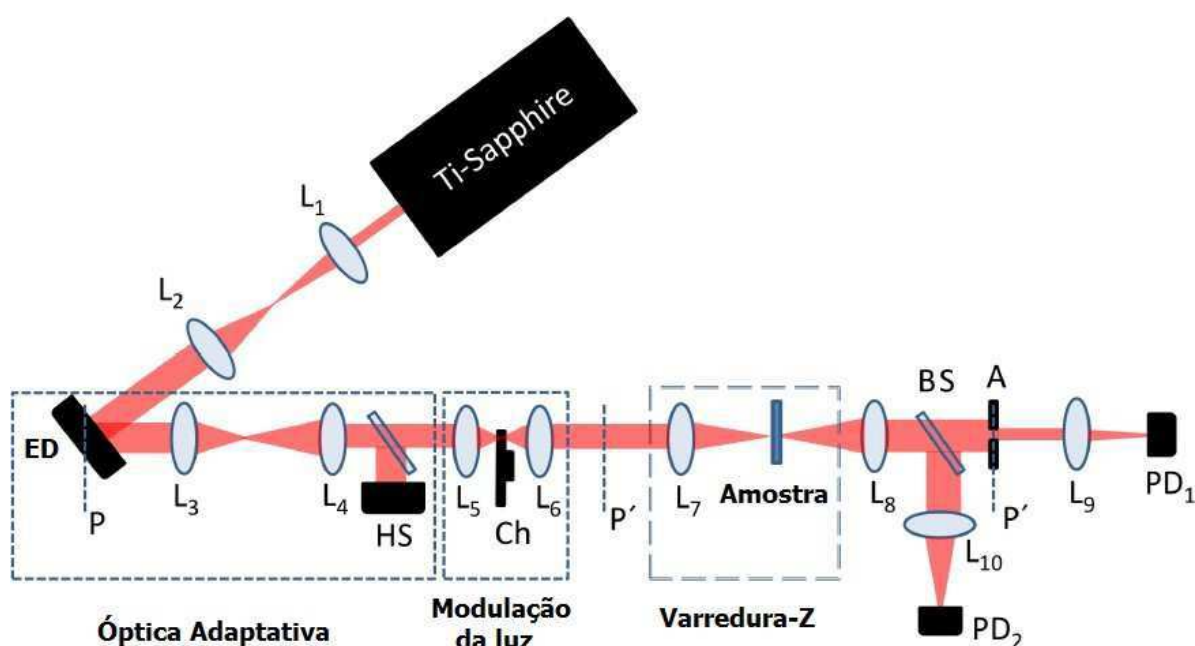
Fonte:figura adaptada da referência (SANTOS et al,2019)

Essa abordagem permitiu a análise de amostras opticamente transparentes em uma posição fixa, além de evitar os procedimentos de calibração demorados. Santos e colaboradores desenvolveram um sistema de varredura-FOA cuja configuração está representada esquematicamente na figura 30 extraída da referência (SANTOS et al,2019).

Um laser de Titânio-Safira (800 nm) (Chameleon-Coherent), com taxa de repetição de 76 MHz e pulsos com duração temporal de 75 fs, foi usado como fonte de luz. Um telescópio ($L_1 = 5\text{cm}$, $L_2 = 10\text{cm}$) dobra o diâmetro do feixe de laser (1,2mm de diâmetro inicial) a fim de cobrir toda a área do espelho deformável. O espelho deformável (ED) (DM140-35-UM01 Multi-Boston Micromachines) juntamente com o sensor de frente de onda *Shack-Hartmann* (SH)(WFS150-5C thorlabs) formam o sistema de óptica adaptativa, e manipulam a frente de onda do feixe incidente. Um segundo telescópio ($L_3 = 7,5\text{ cm}$, $L_4 = 7,5\text{ cm}$) é usado para conjugar o plano do ED (P) com o plano do sensor SH. Um terceiro telescópio composto pelas lentes L_7 (10cm) e L_8 (25cm) conjuga o plano do ED (P) com o plano da íris A (P'). Dessa forma, a intensidade luminosa medida pelo fotodetector PD1 não é afetada por mudanças axiais ou transversais do feixe no plano amostra quando o sistema está sem amostra, eliminando assim a necessidade do procedimento de calibração.

Um chopper óptico (Ch) é colocado no foco da Lente $L_5 = 3,5$ cm (compondo um telescópio com a lente $L_6 = 5$ cm) para modular a iluminação na amostra. Além disso, um divisor de feixe (BS) é colocado antes da íris A, possibilitando a medição do coeficiente de absorção não linear pelo fotodetector PD_2 . A amostra é colocada no foco de $L_7(10\text{cm})$ e as lentes L_9 e L_{10} (20 cm) focam a luz transmitida nos fotodetectores de silício PD_1 e PD_2 .

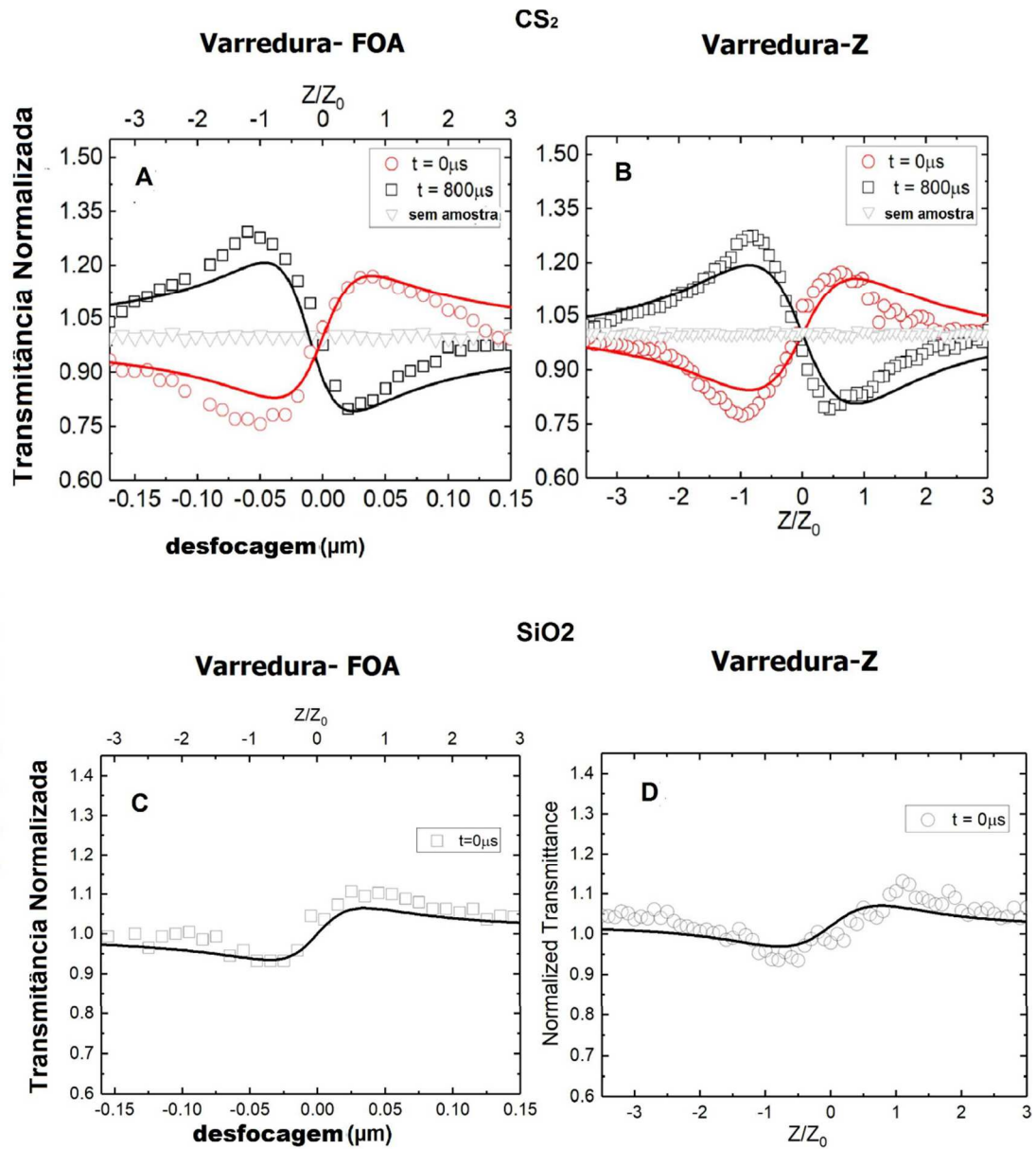
Figura 30 — Configuração do sistema de Varredura-F com óptica adaptativa proposto na referencia (SANTOS et al,2019).



Fonte: figura adaptada da referência (SANTOS et al,2019)

A figura 31, extraída da referência (SANTOS et al,2019), mostra que as curvas obtidas pelo método de varredura-FOA (figuras 31A e 31C) assemelham-se as curvas de transmissão (figuras 31B e 31D) obtidas usando a técnica de varredura-Z convencional em amostras de CS_2 (cubeta de 2 mm) e SiO_2 (1mm). Nota-se pelo gráfico (figura 31A) que as curvas de transmitância normalizadas sem a amostra (triângulos abertos), não são afetadas pelas mudanças axiais do feixe focalizado, comprovando a não necessidade do uso de técnicas de calibração durante a medida. Além disso, os valores dos coeficientes não lineares obtidos para as amostras utilizadas estão de acordo com os valores reportados na literatura (FALCONIERI,1999),(COURIS et al,2003).

Figura 31 — Gráficos de transmitância normalizada para uma amostra de CS_2 usando a Varredura-FOA e Varredura-Z B), e para uma amostra de SiO_2 usando Varredura-FOA C) e varredura-ZD).



Fonte: próprio autor, 2020.

Montagem de figuras adaptadas da referência (SANTOS et al, 2019)

4 APRENDIZAGEM DE MÁQUINA

A aprendizagem de máquina é um método de análise de dados que possibilita, aos sistemas computacionais, realizarem aquilo que os seres humanos e outros seres vivos fazem sozinho: aprender com a experiência. Através do uso de métodos computacionais, a aprendizagem de máquina permite ao sistema computacional extrair e "aprender" sobre características relevantes de conjunto de dados sem o auxílio de um modelo computacional predefinido. A aprendizagem de máquina, hoje em dia, tem forte aplicação em diversas áreas as quais não é factível o uso de algoritmos convencionais para realizar uma determinada tarefa como o reconhecimento facial, por exemplo. (PALUSZEK e THOMAS, 2016).

A aprendizagem de máquina, em um sistema computacional, necessita dos seguintes elementos: os dados, o modelo e o treinamento.

Dados: Os dados são utilizados para treinar o sistema de aprendizagem de máquina, podendo ser editados e coletados manualmente ou através de sistemas autônomos como um software, por exemplo. A quantidade e a qualidade dos dados têm uma relação direta com o resultado da aprendizagem que será obtido. A aprendizagem de máquina será tão boa quanto bons forem os dados que são utilizados, o que torna a seleção dos dados para o treinamento praticamente um campo de estudo dentro da aprendizagem de máquina.

Modelos: Os modelos dão uma estrutura matemática ao sistema de aprendizagem de máquina, permitindo ao sistema computacional, a partir das características do conjunto de dados originais, realizar a classificação ou a previsão de um novo dado.

Treinamento: Assim como os humanos precisam de treinamento antes de executar determinadas tarefas, os sistemas de aprendizagem de máquina também precisam ter os seus modelos treinados antes da sua aplicação em uma determinada atividade. O treinamento de um modelo de aprendizagem de máquina consiste em fornecer os dados de entrada, e quando necessário também os dados de saída esperados, de modo que após o treinamento a estrutura do modelo seja capaz de realizar a predição de novos dados, sem a necessidade da realização de um novo treinamento. Quanto maior e mais diversificado for o conjunto de dados de entrada e de saída, maior será a capacidade de o modelo prever corretamente novos dados de entrada.

4.1 TIPOS DE APRENDIZAGEM DE MÁQUINA

A aprendizagem de máquina pode ser classificada quanto ao tipo de técnica empregada no treinamento do modelo que será utilizado. A aprendizagem de máquina é dita supervisionada quando o treinamento do modelo é feito usando dados de entrada e de saída (classes esperadas) conhecidos, o que dá ao modelo a capacidade de prever novos dados de entrada. Porém, quando a aprendizagem de máquina acha padrões escondidos ou intrínsecas estruturas apenas usando os dados iniciais de entrada, a aprendizagem é dita não supervisionada

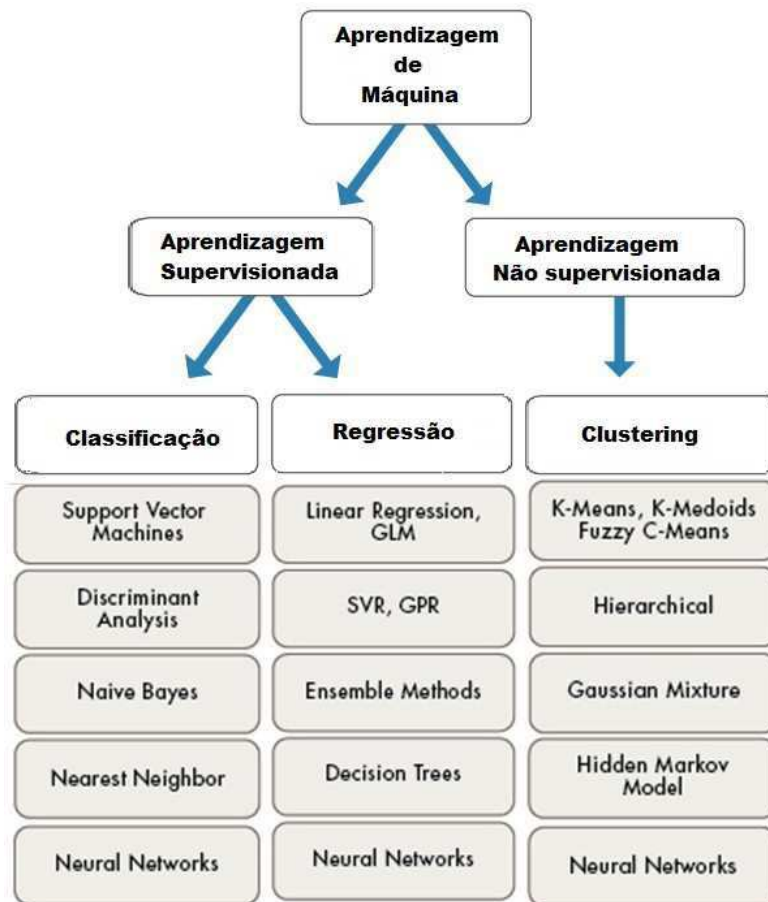
Na aprendizagem de máquina supervisionada, técnicas de classificação e de regressão são usadas para treinar os modelos de predição. As técnicas de classificação produzem modelos que dão respostas discretas, classificando os dados de entrada em categorias (ou classes), como por exemplo, se um e-mail é genuíno ou é um spam, ou se um tumor é cancerígeno ou é benigno, etc . Dentre as técnicas de classificação destacamos: Máquinas de vetores de Suporte (*Support vector machine*), classificador *Naives bayes* , Análises discriminante(*Discriminant analysis*), Vizinhos próximos(*Nearest neighbors* (kNN)), redes neurais (*Neural network*)(PALUSZEK e THOMAS ,2016),(MATHWORKS1,2019).Já as técnicas de regressão classificam os dados de entrada de forma contínua, sendo o seu uso apropriado se desejamos medir variações de temperatura ou flutuações da potência elétrica em uma cidade, por exemplo. Os algoritmos de regressão mais comuns incluem a regressão linear e não linear, métodos dos conjuntos (*ensemble methods*), árvores de decisão (*decision trees*) (MATHWORKS1,2019).

Na aprendizagem de máquina não supervisionada as técnicas de clustering são as utilizadas para treinar os algoritmos de predição, dentre as quais, pode-se destacar *K-means*, *K-Medoids*, *hierachical*, *Gaussian Mixtures* e *Hidden Markov* (MATHWORKS1,2019)..

O diagrama de blocos da figura 32 resume a estrutura da aprendizagem de máquina, com as suas técnicas e os respectivos modelos de algoritmos de classificação.

A seção a seguir descreve em mais detalhes sobre a aprendizagem supervisionada, visto que é o tipo de aprendizagem de máquina utilizado nesta tese para gerar o algoritmo classificador de aberrações ópticas.

Figura 32 — Tipos e técnicas de aprendizagem de máquina.



Fonte: figura adaptada da referência (MATHWORKS2,2020)

4.2 APRENDIZAGEM DE MÁQUINA SUPERVISIONADA

Em geral, a aprendizagem da máquina supervisionada é realizada de acordo com as etapas descritas no diagrama de blocos da figura 33 (SINGH,THAKUR e SHARMA.,2016), (KOSTSIANTIS,S.,2007),(MATHWORKS2,2020). Na primeira etapa (1ºbloco) é definida a entrada de dados, onde o sistema irá coletar e preparar os dados com os quais se deseja obter um modelo de predição.

A segunda etapa (2ºbloco) consiste em extrair e selecionar características (informações) relevantes do conjunto de dados, identificando e removendo as características desprezíveis ou redundantes dos dados, ou descobrir padrões significativos em um conjunto de dados de entrada. Um problema comum no procedimento de reconhecimento estatístico de padrões é a seleção ou extração das características relevantes. A seleção de características transforma um espaço de dados em um espaço de características com mesma dimensão do espaço original.

Análise de componentes principais (PCA-*Principal Component Analysis*) (HAYKIN,1998), no entanto, é uma ferramenta matemática que permite projetar esta transformação de modo que o conjunto de dados pode ser representado por um número reduzido de "características", retendo no entanto, a maior parte da informação intrínseca ao conjunto de dados original e reduzindo da dimensionalidade dos dados. Assim, o uso da análise de componentes principais na aprendizagem de máquina supervisionada, em um determinado problema, pode facilitar o reconhecimento das características relevantes presentes em um conjunto de dados durante o treinamento do modelo classificador, aumentando da acurácia do classificador que irá ser gerado.

Figura 33 — Etapas da aprendizagem de máquina supervisionada.



Fonte: próprio autor,2020.

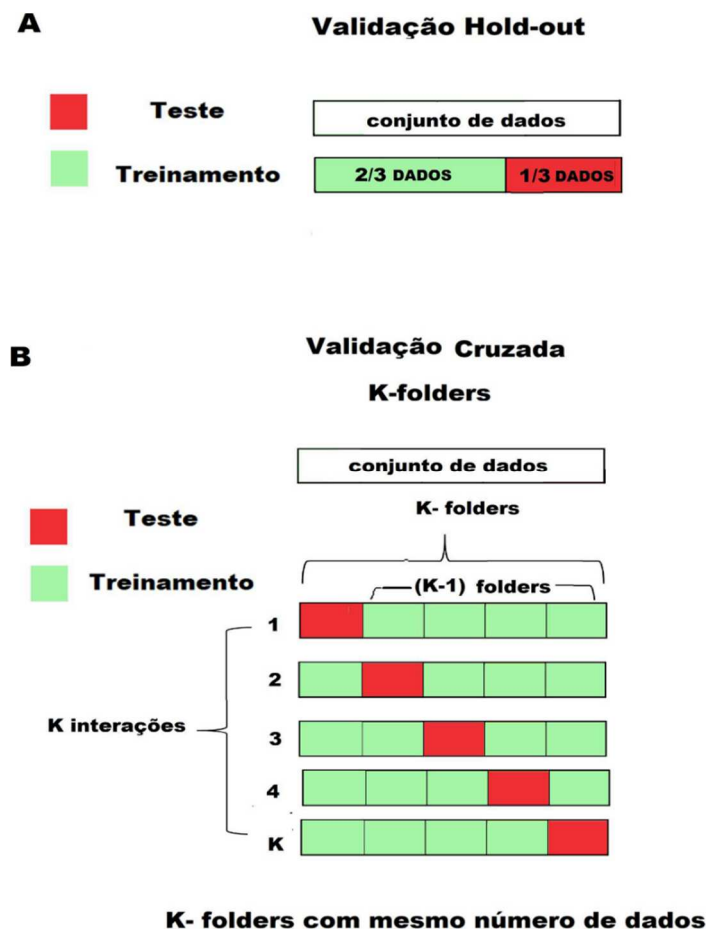
Na terceira etapa (3ºbloco) há a definição do modelo do algoritmo de classificação que irá ser treinado, para na etapa seguinte (4º bloco) ocorrer o seu treinamento , possibilitando ao modelo "ver"e aprender sobre a características do conjunto de dados e estimar os seus parâmetros.

Durante o treinamento do modelo classificador também ocorre o processo de validação. A validação permite a aprendizagem de máquina realizar uma avaliação se o modelo classificador que está sendo gerado, se ajusta ao conjunto de dados, permitindo a aprendizagem de máquina reajustar os parâmetros do modelo durante o seu treinamento.

As técnicas de validação mais utilizadas são as validações cruzadas: *hold-out* e *K-folders*. Na validação cruzada *hold-out* quanto na validação cruzada *K-fold*, o grupo de dados é particionado em subgrupos. Uma parte dos dados (grupo de treinamento) é utilizada para estimação dos parâmetros do modelo e o restante dos dados (grupo de validação ou teste) utilizado no procedimento para aferir o erro do modelo classificador gerado.

No método de validação *hold-out*, 2/3 dos dados são utilizados para o treinamento enquanto 1/3 dos dados são utilizados para o teste (figura 34A). Já a validação cruzada *K-folders* (K-pastas) pode ser considerada como uma generalização da validação *hold-out*. O conjunto de dados é particionado em *K-folders* (K-pastas) exclusivos, com a mesma quantidade de dados em cada um dos *folders* (pastas), com um *folder* (pasta) sendo utilizado para o teste e os (K-1) *folders* restantes são utilizados para a estimação dos parâmetros (treinamento). O treinamento então é repetido K-vezes alterando o conjunto de teste conforme mostra a figura 34B, onde o erro final do classificador gerado será calculado em função dos erros obtidos em cada uma das K-interações da validação (DUDA; HART ; STORK, 2001).

Figura 34 — Técnicas de Validação: A) Validação Hold -out. B) Validação cruzada K-folders



A vantagem do uso da validação cruzada *K-folders* em relação a técnica *hold-out* é possibilitar uma melhor previsão do fenômeno de sobreajuste (*overffiting*). Durante a etapa de treinamento, a aprendizagem de máquina sempre busca gerar um modelo classificador com alta capacidade de generalização, ou seja, alta capacidade de ser utilizado para o reconhecimento de padrões em novos dados. Porém, durante as várias interações entre o modelo escolhido e conjunto de dados necessárias ao treinamento, corre-se o risco do classificador gerado, ao final deste processo, "aprender" apenas sobre as características muito específicas do conjunto de treinamento. Isto pode gerar um classificador que se ajusta muito bem ao conjunto dos dados iniciais de treinamento (sobreajuste) mas ineficaz em se ajustar a um novo conjunto de dados, o que leva a uma perda de generalidade e consequentemente uma redução da taxa de acerto do classificador gerado. Porém, o fato da técnica de validação cruzada repetir um número *K*-vezes o treinamento, leva a um consumo de tempo e potência computacional maior que o método de validação *hold-out*, em geral, utilizado quando se tem um grande conjunto de dados.

Na aprendizagem de máquina, após a geração dos modelos classificadores, faz-se necessária a avaliação do desempenho, ou da acurácia, do classificador obtido, iniciando assim a última etapa da aprendizagem supervisionada (5º bloco da figura 33). A matriz confusão permite medir a acurácia do classificador gerado, auxiliando na escolha do classificador que deve ser utilizado para a resolução de um determinado problema (SOUZA, 2019), (FAWCETT, 2006).

Para exemplificar o conceito de matriz de confusão, vamos reproduzir a análise de um modelo classificador fictício, capaz de prever se uma paciente está grávida ou não, a partir de suas características fisiológicas, conforme descrito na referência (SOUZA, 2019). Consideramos a base de dados do quadro 3 obtida para 10 pacientes, em que o número 1 indica que a paciente está grávida e o número 0 indica que a paciente não está grávida.

Quadro 3 — Quadro de dados de gravidez .

Valores preditos	1	0	0	1	0	0	1	1	1	0
Valores reais	1	0	1	0	0	0	1	0	1	0

1- paciente grávida

0- paciente não grávida

Fonte: próprio autor, 2020.

Quadro inspirado na referência (SOUZA, 2019).

A matriz de confusão irá nos mostrar a frequência de classificação de cada classe do modelo de acordo com a figura 35A.

Figura 35 — **A)** Matriz de confusão para os dados do quadro 3. **B)** Matriz de confusão definida em termos de VP (Verdadeiro Positivo), VN (Verdadeiro Negativo), FP (Falso Positivo) e FN (Falso Negativo).

		valores preditos	
		Grávida	Não Grávida
valores reais	Grávida	3	1
	Não Grávida	2	4

		valores preditos	
		Grávida	Não Grávida
valores reais	Grávida	VP	FN
	Não Grávida	FP	VN

Fonte: figura adaptada da referência (SOUZA,2019)

As classificações realizadas pelo modelo podem ser definidas de acordo com a figura 35B como:

Verdadeiro Positivo(VP): ocorre quando a classe prevista pelo modelo coincide com a classe real. O modelo previu que a mulher estava grávida e, de fato, ela estava grávida.

Verdadeiro negativo(VN): ocorre quando a classe que não estamos interessados em prever foi prevista corretamente. O modelo previu que a mulher não estava grávida e, de fato, ela não estava grávida.

Falso Positivo(FP): ocorre quando a classe prevista pelo modelo não corresponde a classe real. O modelo previu que a mulher estava grávida quando, na verdade, ela não estava grávida.

Falso Negativo(FN): ocorre quando o modelo previu a classe que não estamos interessados de forma incorreta. O modelo previu que a mulher não estava grávida quando, na verdade, ela estava grávida.

Usando as informações que podem ser extraídas a partir dos dados da matriz de confusão é possível medir a acurácia do modelo classificador utilizado. A acurácia diz a taxa de acerto das previsões realizadas pelo modelo. É obtida pela razão entre o somatório das previsões corretas (VP +VN) e o total das previsões (FP+FN+VP+VN):

$$\text{Acurácia} = \frac{VP + VN}{FP + FN + VP + VN} . \quad (13)$$

Considerando o exemplo do modelo classificador fictício, temos: VP=3 (número de verdadeiros positivos) , VN=4(número de verdadeiros negativo), FP=2(número de falsos positivo) e FN=1(número de falsos negativo). Logo, acurácia deste classificador seria de 70%.

Outras informações que auxiliam na avaliação do classificador gerado como, por exemplo, a precisão do classificador em medir uma determinada classe ($precision=vp/(vp+fp)$), e a sensibilidade do classificador para uma determinada classe ($recall=vp/vp+fn$), além da análise da curva ROC (Receiver Operating Characteristics) para uma melhor visualização da performance dos classificadores binários, podem ser extraídas da matriz de confusão (FAWCETT,2006). Porém, aqui, nos concentramos apenas no entendimento da acurácia e da própria matriz de confusão, dado que fornecem informações suficientes para a avaliação do modelo classificador proposto nesta tese.

5 IDENTIFICAÇÃO DE ABERRAÇÕES ÓPTICAS ASSISTIDA POR APRENDIZAGEM DE MÁQUINA SUPERVISIONADA

O sensor de frente de onda é o elemento responsável por reconstruir e medir, em tempo real, as aberrações ópticas existentes na frente de onda da luz em um sistema de óptica adaptativa (OA). Como já explanado na introdução desta tese, atualmente existem sistemas de OA que conseguem medir aberrações ópticas de baixas e de altas ordens radiais utilizando técnicas de aprendizagem de máquina, eliminando assim a necessidade do uso de um sensor de frente de onda físico.

Neste capítulo é descrito o método para a geração do modelo classificador, via aprendizagem de máquina, que pretende-se usar na identificação das aberrações ópticas em imagens no domínio espectral de Fourier, conforme proposto na figura 7. O objetivo do uso da aprendizagem de máquina supervisionada é gerar um modelo classificador que permita a OA identificar aberrações ópticas em uma imagem, expressando o tipo e os coeficientes da função aberração $W(x,y)$ em polinômios de Zernike, sem o auxílio do sensor *Shack-Hartmann*.

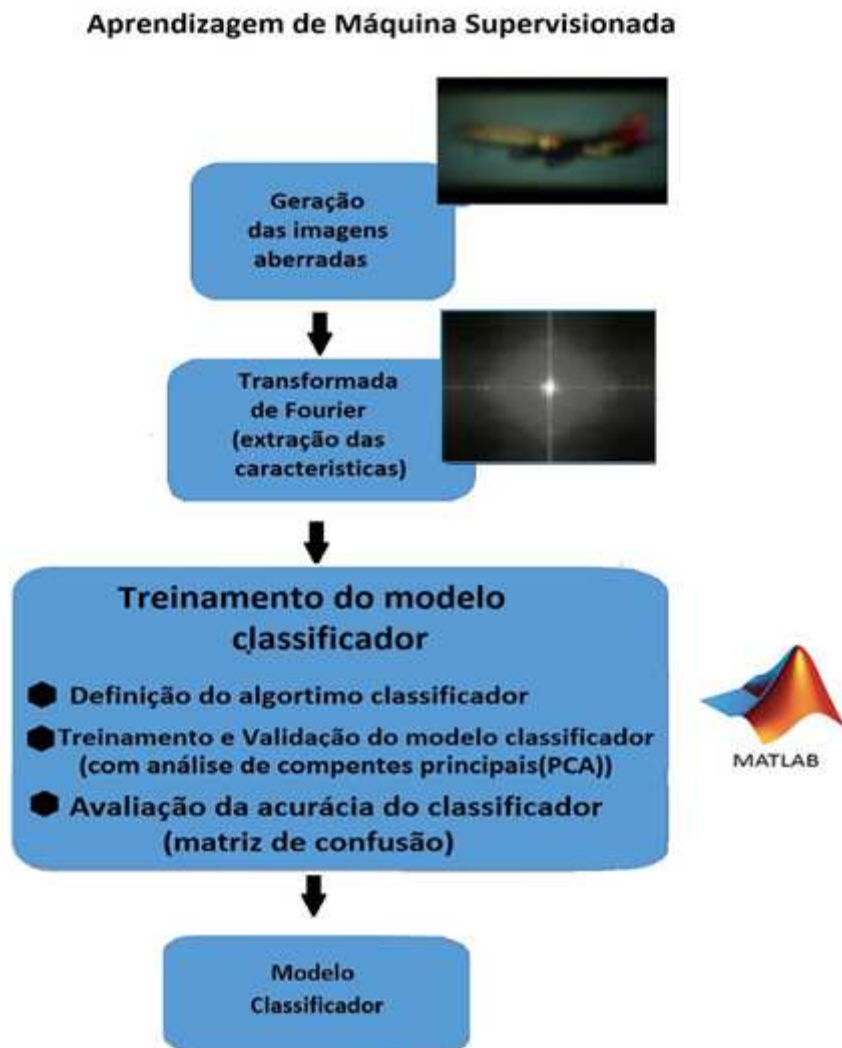
5.1 GERAÇÃO DO MODELO CLASSIFICADOR VIA APRENDIZAGEM SUPERVISIONADA

A aprendizagem de máquina para a geração do modelo classificador é desenvolvida realizando as seguintes etapas:

- 1º) Geração do banco de imagens aberradas.
- 2º) Representação das imagens aberradas no domínio de Fourier (extração de características via MATLAB)
- 3º) Treinamento e validação do modelo classificador via software MATLAB.
- 4º) Avaliação da acurácia do modelo classificador gerado via matriz confusão.

A figura 36 mostra o diagrama de fluxo que resume as etapas da aprendizagem de máquina desenvolvida. O texto a seguir irá detalhar cada uma destas etapas.

Figura 36 — Diagrama de blocos para geração do modelo classificador via aprendizagem de máquina supervisionada



Fonte: próprio autor, 2020.

5.1.1 Geração de banco de imagens aberradas

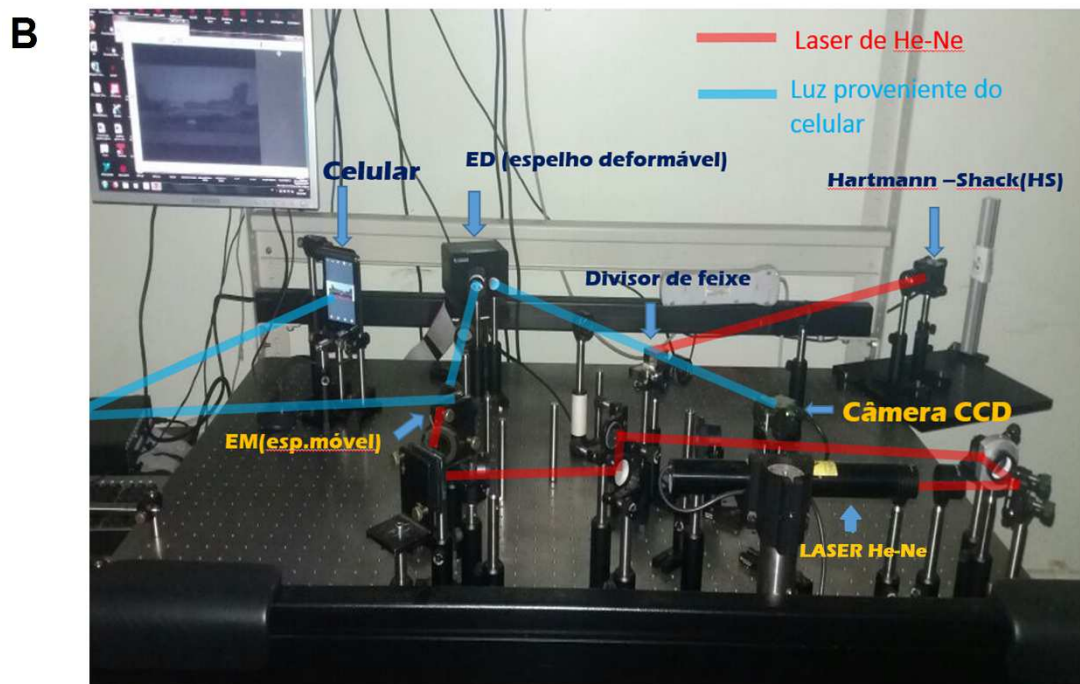
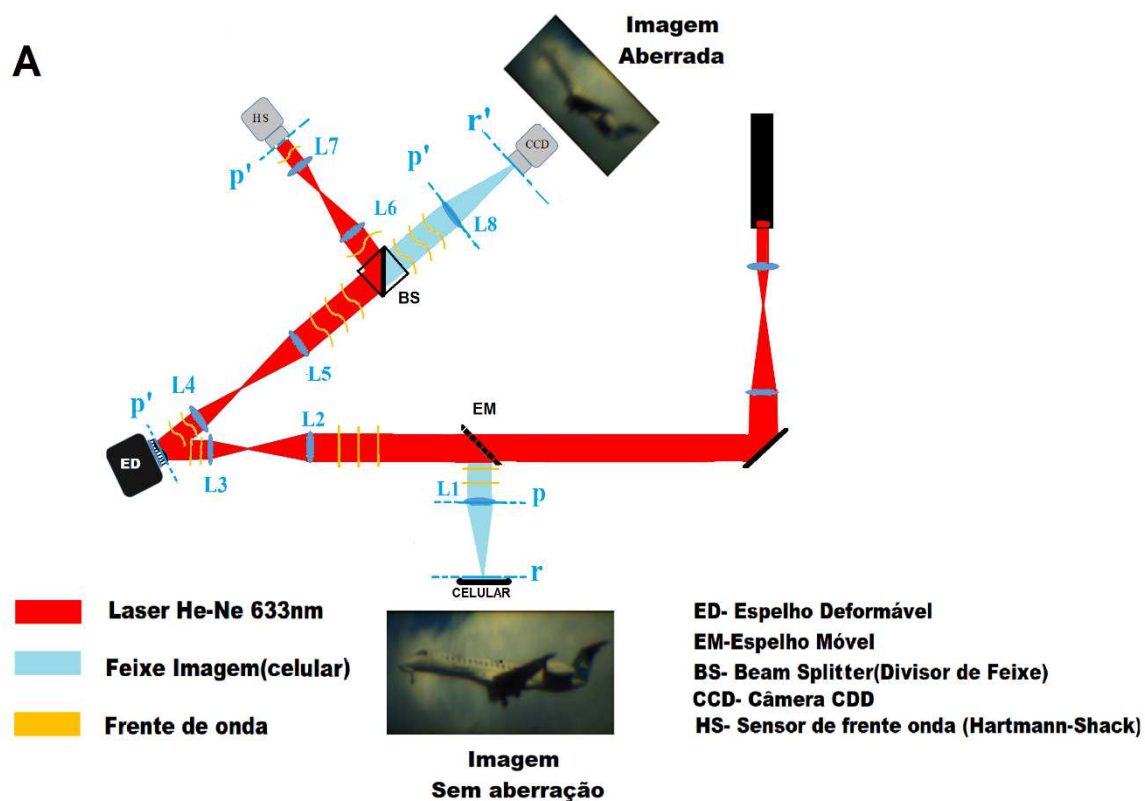
As imagens utilizadas no treinamento do modelo classificador são aberradas a partir de um sistema de OA modificado, descrito na figura 37. O sistema é composto por um celular, usado para reproduzir as imagens que serão aberradas, por um espelho deformável (DM140-35-UM01 Multi-BostonMicromachines, 140 actuadores, $3.5\mu m$ de máximo deslocamento do actuador) e um sensor *Shack- Hartmann* (WFS150-5C thorlabs, $\lambda/50\mu m$ de máxima acurácia) que juntos compõem a óptica adaptativa. A frente de onda de um laser He-Ne ($\lambda = 633nm$) é usada como referência para medição do tipo(Z_j) e da magnitude(a_j) da aberração óptica que será introduzida na imagem. A câmera CCD (DCU223C-Thorlabs) é usada para aquisição das

imagens que serão aberradas.

No sistema óptico (figura 37 A), o plano (p) da lente L1(=100cm) está opticamente conjugado com o plano (p') do espelho deformável (ED) pelo telescópio (L2=20cm, L3=5cm). O par de telescópios formados pelas lentes (L4=5cm, L5=20cm) e (L6=25cm, L7=5cm) por sua vez conjugam opticamente o plano do espelho deformável (ED) com o plano (p') do sensor *Shack-Hartmann* (SH). A lente L8(=15cm), usada para focalizar a luz vinda do celular na câmera CCD, está opticamente conjugada com o plano(p') do espelho deformável (ED). Esta configuração permite que o plano óptico do celular (r, plano focal de L1) esteja opticamente conjugado com o plano da câmera CCD (r', plano focal de L8). Assim, o efeito da aberração monocromática introduzida pela óptica adaptativa será observável na imagem obtida pela câmera CCD.

As aberrações nas imagens são introduzidas com o auxílio do software que controla os elementos que compõe a óptica adaptativa. Inicialmente as aberrações (modo Zernike(Z_j) e a magnitude(a_j)), que serão introduzidas na imagem, são introduzidas na frente de onda do laser(frente de onda de referência) pelo (ED) e verificadas pelo sensor (SH) via software. Uma vez definida a aberração óptica que será introduzida, o espelho móvel (EM) é posicionado de forma a bloquear o laser de He-Ne, refletindo o feixe imagem (feixe de luz do celular) na direção da superfície do ED. Dessa forma, é introduzida uma mudança de fase na frente de onda do feixe imagem, gerando uma imagem, no plano óptico(r') da câmera CCD com a aberração óptica definida previamente. Por fim, as imagens aberradas são armazenadas pelo software de controle da câmera CCD, compondo assim um banco de imagens com uma aberração óptica ($W(x,y)$) específica. Uma vez obtido o banco de imagens, uma rotina computacional (em MATLAB) prepara as imagens aberradas para serem representadas no domínio da frequência.

Figura 37 — A) Sistema de óptica adaptativa modificado para geração de banco de imagens aberradas.
B) Foto do sistema com os principais componentes ópticos indicados.



Fonte: próprio autor, 2020.

As imagens utilizadas para formar o banco de imagens foram extraídas do banco de figuras Caltech 101-airplane, disponível na referência (COMPUTATIONAL VISION AT CALTECH, 2019). As aberrações monocromáticas introduzidas nas imagens correspondem aos polinômios de Zernike de 2.^a e 3.^a ordens radiais (Z_3 até Z_9), dado que estas aberrações são as mais presentes em sistemas ópticos de imagem. A função que descreve a aberração total, $W(x,y)$, que foi introduzida em cada imagem é dada pela equação (8), onde o valor do erro médio da frente de onda (a_j), do respectivo modo Zernike (Z_j) utilizado, estará dentro do intervalo $[-0.6\mu m, +0.6\mu m]$, com a diferença $\pm 0.1\mu m$ entre os valores.

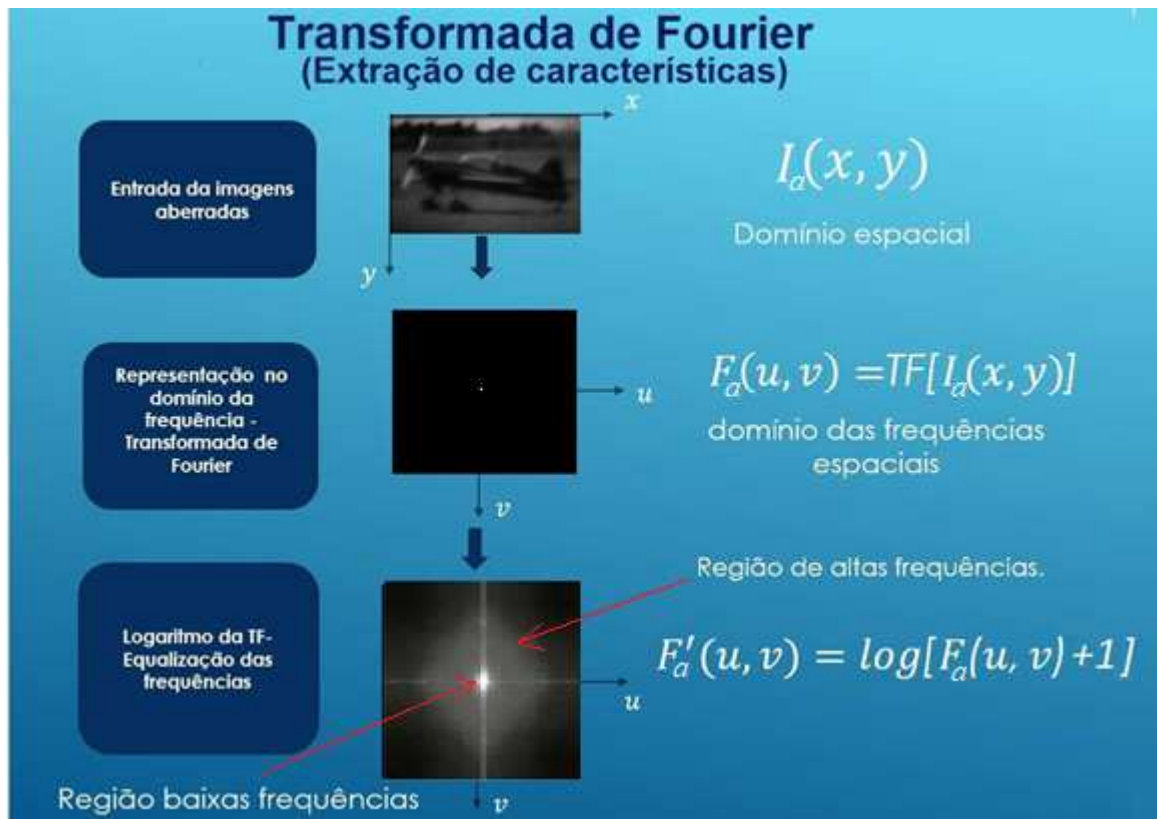
5.1.2 Representação das imagens aberradas no domínio de Fourier

Antes da utilização das imagens aberradas no treinamento do modelo de classificador, faz-se necessária a extração das características relevantes das imagens obtidas, representando-as no domínio da frequência, com o auxílio da transformada de Fourier (TF), para gerar assim uma base de dados de boa qualidade para treinamento. A representação das imagens no domínio da frequência é detalhada na figura 38. A matriz da imagem opticamente aberrada, $I_a(x,y)$, é inicialmente representada no domínio da frequência (u,v), por uma matrix imagem $F'_a(u,v)$, como:

$$F'_a(u,v) = \log[F_a(u,v) + 1] \quad .(14)$$

onde $F_a(u,v) = \text{TF}[I_a(x,y)]$ é a transformada de Fourier (TF) da matrix imagem aberrada $I_a(x,y)$. O uso do logaritmo na expressão 14 equaliza as frequências que compõem o espectro de Fourier da matrix imagem $F_a(u,v)$. No domínio da frequência, as informações sobre as aberrações ópticas presentes na imagem se concentram nas regiões das altas frequências, enquanto a informação sobre a imagem está contida nas regiões de baixas frequências. Assim, espera-se que o algoritmo classificador, durante o treinamento, seja sensível às variações de magnitude e do tipo de aberração óptica presente nas imagens aberradas.

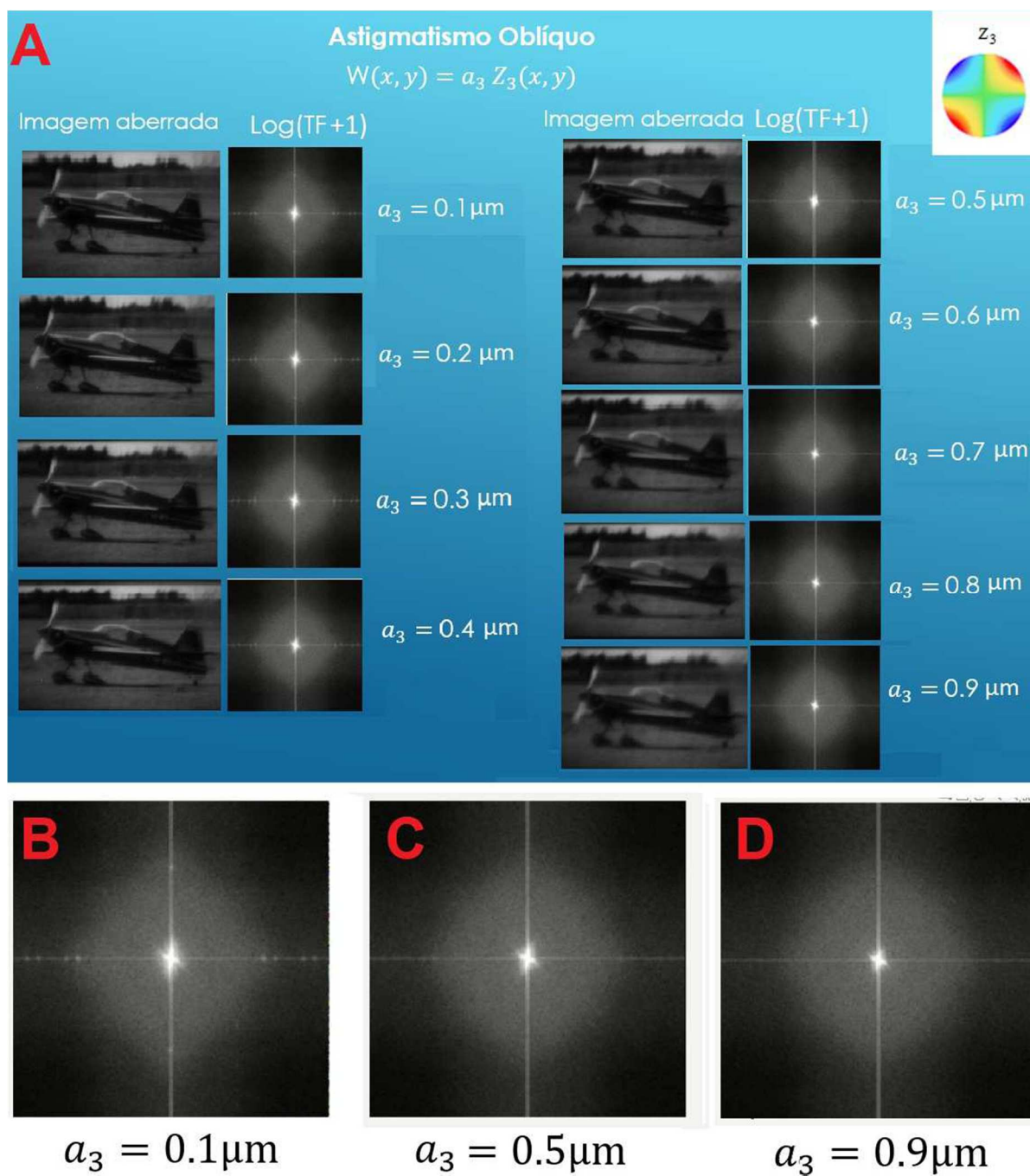
Figura 38 — Figura esquemática sobre a extração de características através da transformada de Fourier.



Fonte: próprio autor, 2020.

A figura 39A mostra uma imagem e sua transformada de Fourier (TF) em função da magnitude de uma determinada aberração monocromática (Astigmatismo Oblíquo, Z_3). Nota-se que a medida que o valor do coeficiente a_3 vai aumentando, a resolução da imagem vai se modificando. Com um pouco mais de atenção, é possível notar que a forma transformada de Fourier da imagem também vai se alterando, nas regiões de alta frequência, com as suas bordas ficando mais abauladas a medida que o valor de a_3 aumenta. As figuras 39(B-D) são imagens ampliadas das transformadas de Fourier da imagem aberrada da figura 39A, para valores de $a_3 = 0.1 \mu m$, $a_3 = 0.5 \mu m$, $a_3 = 0.9 \mu m$, respectivamente, permitindo ao leitor uma melhor visualização da variação na forma das bordas da TF com o valor do coeficiente a_3 utilizado. Isto reforça a hipótese de ser possível gerar um modelo classificador capaz de distinguir a magnitude e tipo das aberrações via aprendizagem de máquina usando apenas a transformada de Fourier das imagens aberradas.

Figura 39 — **A)** Imagens aberradas e suas transformadas de Fourier em função da magnitude(a_3) do Astigmatismo Oblíquo. Imagens da TF ampliada das imagens aberradas com os valores de **B)** $a_3 = 0.1\mu m$; **C)** $a_3 = 0.5\mu m$; **D)** $a_3 = 0.9\mu m$.

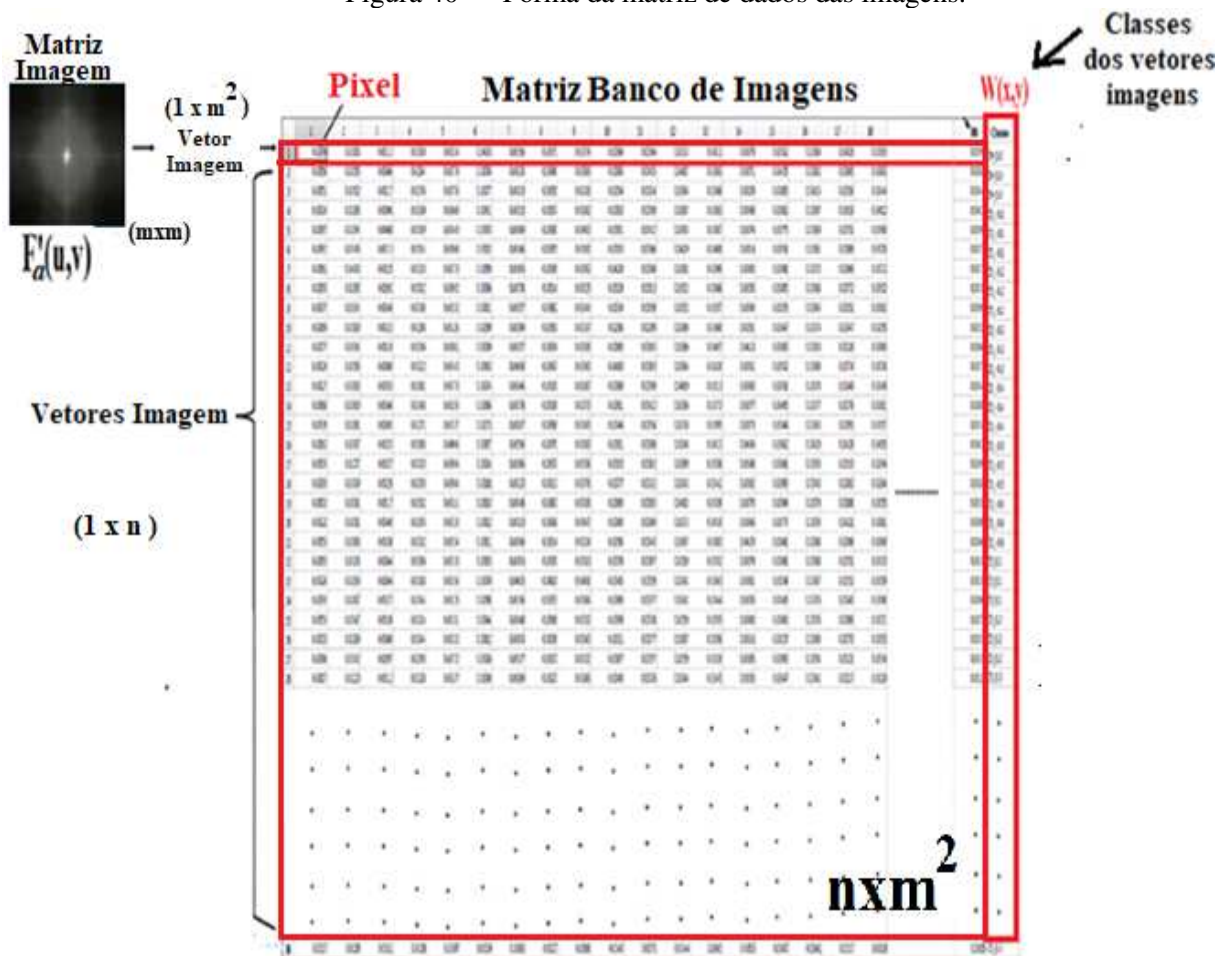


Fonte: próprio autor, 2020.

5.1.3 Treinamento e validação do modelo classificador via MATLAB(2019a)

O treinamento dos dados é realizado com o auxílio do software comercial *MATLAB(2019a)*(MATHWORKS1,2019). Para se realizar o treinamento via *MATLAB* é necessário representar a base de imagens no domínio de Fourier, na forma de uma matriz de dados. Através de uma rotina computacional escrita no próprio MATLAB (Apêndice B), cada matriz ($m \times m$) imagem do espectro de Fourier, $F'_a(u,v)$, é transformada em um vetor imagem unidimensional ($1 \times m^2$) contendo os valores de cada um dos pixels que compõe a imagem de Fourier. Esses vetores imagens são agrupados em um conjunto de linhas de modo a formar uma matriz ($n \times m^2$) onde o número de linhas (n) representa o número de imagens existentes no banco de dados, e o número de colunas (m^2) corresponde a dimensão de cada vetor imagem, como mostra a figura 40. Uma célula, indicando a aberração óptica ($W(x,y)$) presente em cada vetor imagem é adicionada ao final de cada linha da matriz($n \times m^2$), formado assim, uma coluna que descreve a classe de cada vetor imagem.

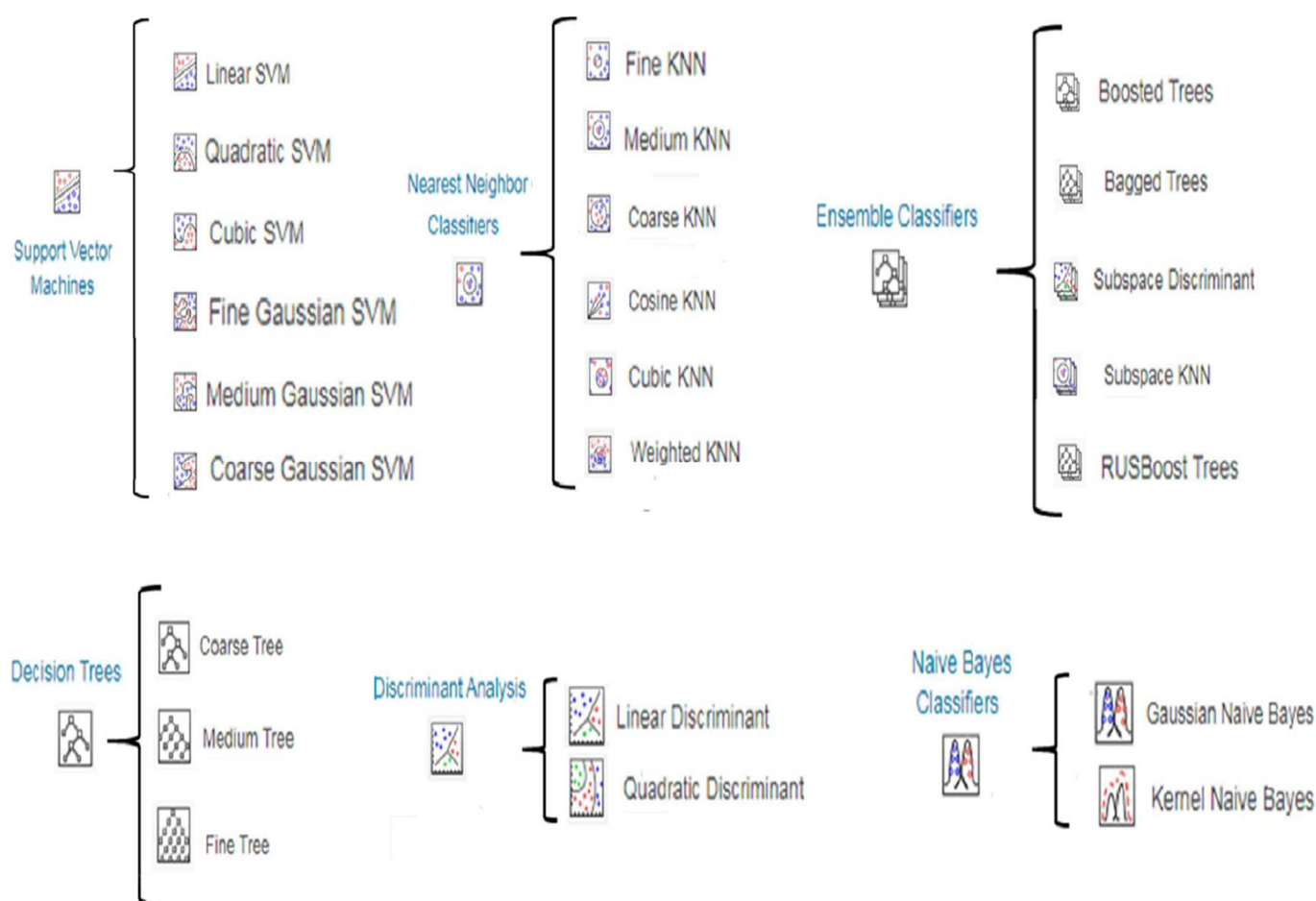
Figura 40 — Forma da matriz de dados das imagens.



Uma vez obtida a matriz de dados, utiliza-se a ferramenta *Classification Learner* (MATHWORKS3, 2019) (Apêndice B), presente no *MATLAB*, para realizar o treinamento dos dados. Nesta fase, é necessário escolher qual deve ser a técnica de validação a ser utilizada durante o processo de treinamento. O aplicativo fornece três opções de validação: validação cruzada *K-folders*, validação *hold-out* e a opção de um treinamento de dados sem validação. A fim de prevenir o sobreajuste dos dados (*overfitting*), opta-se por um treinamento utilizando a validação cruzada *K-folders* com o valor de K igual a 5.

A última etapa antes do treinamento dos dados é a escolha da técnica de classificação que será utilizada para realizar a aprendizagem de máquina supervisionada. A figura 41 mostra as opções de classificadores que podem ser gerados após o treinamento via o aplicativo.

Figura 41 — Técnicas de classificação disponíveis no software MATLAB para a aprendizagem de máquina supervisionada.



Fonte: figura adaptada de (MATHWORKS3, 2019).

Uma vez decidido qual o tipo de classificador a ser usado, realiza-se então o treinamento dos dados, onde a ferramenta *Classification Learner* possibilita que o usuário possa fazer a análise de componentes principais (PCA) dos dados utilizados no treinamento, se assim desejar. Ao final do treinamento, o aplicativo irá fornecer uma matriz de confusão com a respectiva acurácia (taxa de acerto) do modelo classificador que foi gerado. O aplicativo permite a exportação do código do modelo classificador treinado, o qual poderá ser usado na classificação de uma nova imagem aberrada.

5.2 RESULTADOS OBTIDOS E DISCUSSÕES

Na verificação da viabilidade da metodologia proposta, foram realizados alguns estudos de casos que são descritos a seguir. Foram realizados treinamentos com vários tipos de modelos classificadores disponíveis no software MATLAB (versão 2019a), apresentados na figura 41, durante cada estudo de caso. Aqui, são apenas apresentados os resultados dos treinamentos realizados para o classificador formado por um conjunto de “fracos” classificadores (*30 learners*) em um subespaço discriminante (*Ensemble Subspace Discriminant*) aliado a técnica de PCA (*Principal Component Analysis*), também usada com a finalidade de extrair as características relevante dos dados. Isto se deve ao fato desta combinação ter gerado os modelos classificadores com as maiores taxas de acerto.

A metodologia proposta foi verificada para os seguintes estudos de casos: 1) Aberrações com diferentes coeficientes (a_j 's) e mesmo modo Zernike (Z_j); 2) Aberrações com diferentes modos Zernike (Z_j) e mesmo coeficiente (erro médio quadrático) (a_j); 3) Superposições de aberrações ópticas.

1) Aberrações com diferentes coeficientes (a_j 's) e mesmo modo Zernike (Z_j): A intenção deste estudo de caso é verificar se o classificador gerado pela aprendizagem é capaz de identificar o valor médio quadrático do erro (RMS) na frente de onda, representado pelos coeficientes a_j 's, dentro de um grupo de imagens aberradas com um mesmo modo Zernike (Z_j), mas com diferentes valores para os a_j 's coeficientes. A tabela 1 mostra a composição do conjunto de imagens aberradas utilizadas no treinamento do classificador. O conjunto é composto por um grupo de 2600 imagens (160x160 pixels), divididos em 13 grupos iguais de 200 imagens, com diferentes valores de erro de frente de onda (a_j 's) no intervalo $[-0.6\mu m \dots -0.1\mu m, 0, 0.1\mu m \dots 0.6\mu m]$, mas com todas as imagens aberradas com o mesmo modo Zernike (Z_j).

Tabela 1 — Composição do grupo de imagens utilizadas no estudo de caso 1

$W(x, y) = [+0.6, -0.6]Z_j \quad j = 3 \dots 9$		
$W(x, y) = 0.0Z_j(x, y)$	→	200 imagens
$W(x, y) = +0.1Z_j(x, y)$	→	200 imagens
$W(x, y) = -0.1Z_j(x, y)$	→	200 imagens
$W(x, y) = +0.2Z_j(x, y)$	→	200 imagens
$W(x, y) = -0.2Z_j(x, y)$	→	200 imagens
⋮		
$W(x, y) = -0.6Z_j(x, y)$	→	200 imagens
$W(x, y) = +0.6Z_j(x, y)$	→	200 imagens
		2600 imagens

Fonte: próprio autor, 2020

A figura 42 mostra a matriz de confusão com a respectiva taxa de acerto obtida após o treinamento do conjunto de imagens da tabela 1 aberradas com astigmatismo oblíquo (Z_3). O valor da taxa de acerto (média) do classificador obtido, 95,7%, mostra que para este tipo de aberração, o classificador tem uma alta acurácia na identificação do valor do erro médio, a_j , existente na frente de onda. Além disso, os valores para a_3 erroneamente preditos ficaram próximos ao valor real do coeficiente (erro de aproximadamente $\pm 0.1 \mu m$ na predição dos a_j 's).

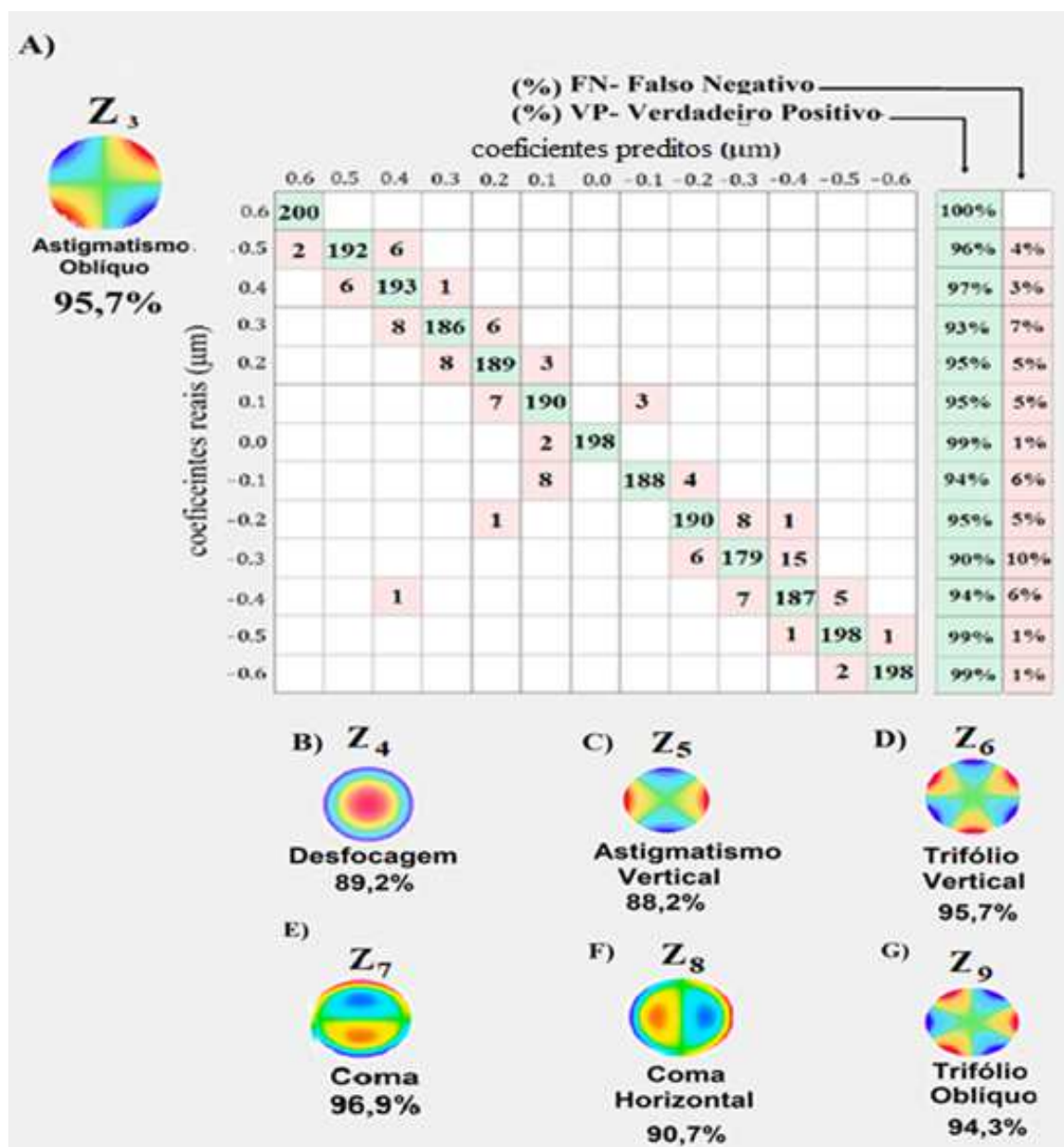
Fazendo o mesmo estudo de casos para o restante das aberrações de 2° e 3°ordens radiais, o classificador obteve uma taxa de acerto para os coeficientes a_j 's de 89,2% para a desfocagem (Z_4), 88,2% para o astigmatismo vertical (Z_5), 95,7% para trifólio vertical (Z_6), 96,9% para o coma vertical (Z_7), 90,7% para o coma horizontal (Z_8) e 94,3% para o trifólio oblíquo (Z_9) (figura 42, letras B-G)). As demais matrizes de confusão estão contidas no Apêndice B.

Os valores de acurácia próximos de 90%, para os classificadores gerados por este estudo de caso com as aberrações Z_4 , Z_5 e Z_8 , deveram-se a dificuldade destes em diferenciar estas aberrações com valores de a_j 's próximos entre si e de mesmo sinal, como mostram as matrizes de confusão (Apêndice B) obtidas para estas aberrações.

Vale ainda frisar, que a função de espalhamento pontual (PSF), gerada pela transformada de Fourier do modo zernike Z_4 (desfocagem) no plano imagem, é a mesma quando a magnitude desta aberração (a_4) tem valores iguais em módulo, mas sinais diferentes. Isto traria

ao classificador neste estudo de caso, em princípio, uma dificuldade no reconhecimento do sinal do coeficiente (a_4) em imagens aberradas com desfocagem (Z_4). Contudo foi possível obter um modelo classificador para a desfocagem (Z_4), com acurácia aproximadamente de 90%, utilizando o método proposto para a geração do modelo classificador. Acredita-se que a presença (mesmo que muito pequena) de outras aberrações monocromáticas, devido ao diâmetro das pupilas(lentes) do sistema OA, modificam o PSF no plano imagem para o modo Zernike Z_4 , favorecendo assim a distinção pelo classificador do sinal dos coeficientes a_4 como mesmo módulo (WILSON; DECKER,K; ROORDA,2002).

Figura 42 — A) Matriz de confusão do classificador obtida após o estudo de caso realizado para o astigmatismo oblíquo (Z_3), com 95,7% de taxa de acerto. B) 89,2% (Z_4); C) 88,2% (Z_5); D) 95,7% (Z_6); E) 96,9% (Z_7); F) 90,7% (Z_8) e G) 94,3% (Z_9)



Fonte: próprio autor,2020.

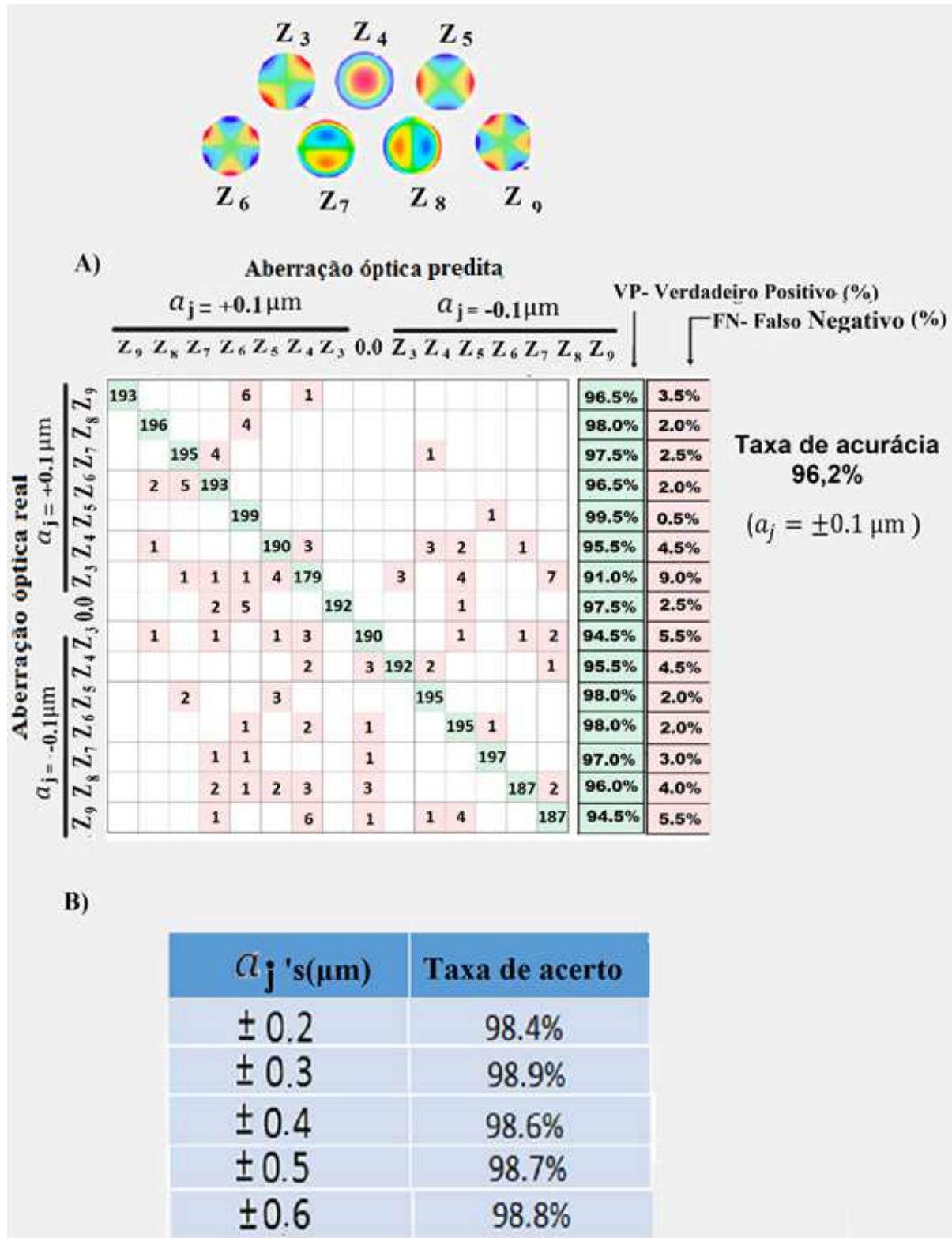
2) Aberrações com diferentes modos Zernikes (Z_j) e mesmo coeficiente (a_j): O objetivo deste estudo foi analisar a eficácia do classificador obtido na identificação de diferentes tipos de aberrações ópticas (Z_j) existentes em um grupo de imagens, porém com todas as imagens possuindo o mesmo valor (em módulo) de erro médio quadrático (RMS) na frente de onda ($|a_j|$). O grupo de treinamento foi composto por 3000 imagens (160x160 pixels), divididos em 14 grupos iguais de 400 imagens, com cada grupo de imagens possuindo um único tipo de aberração de 2ª ou 3ª ordem radial ($Z_3, Z_4, Z_5, Z_6, Z_7, Z_8, Z_9$) e valores dos a_j 's iguais em módulo (200 imagens por sinal), dentro do intervalo $[\pm 1\mu m \dots \pm 0.6\mu m]$. Além disso, um grupo de 200 imagens, com $a_j = 0\mu m$, é adicionado ao grupo de treinamento, conforme a tabela 2.

A figura 43A mostra a matriz confusão do classificador gerado pós-treinamento do conjunto de imagens da tabela 2, com valores de erro da frente de onda (a_j) dentro do intervalo $[-0.1\mu m, 0, 0.1\mu m]$. A alta taxa de acerto (média), 96,2%, mostra que o classificador gerado não só foi capaz de identificar as diferentes aberrações monocromáticas existentes nas imagens (os diferentes modos Zernike, Z_j), mesmo para valores pequenos de erro da função de onda ($\pm 0.1\mu m$), como também se mostrou eficaz em diferenciar o sinal da fase da frente onda aberrada. A figura 43B mostra a taxa de acerto do classificador na identificação dos mesmo modos Zernike (Z_3 até Z_9) para outros valores de erro da função de onda (a_j): 98,4% para $a_j = \pm 0.2\mu m$, 98,9% para $a_j = \pm 0.3\mu m$, 98,6% para $a_j = \pm 0.4\mu m$, 98,7% para $a_j = \pm 0.5\mu m$, 98,8% para $a_j = \pm 0.6\mu m$. As matrizes confusão para os valores de $a_j \geq \pm 0.2\mu m$ encontram-se no Apêndice B desta tese.

Tabela 2 — Composição do grupo de imagens utilizados no estudo de caso 2

$W(x, y) = \pm (0.1 \dots 0.6) Z_j \quad j = 3 \dots 9$		
$W(x, y) = \pm (0.1 \dots 0.6) Z_9$	→	400 Images
$W(x, y) = \pm (0.1 \dots 0.6) Z_8$	→	400 Images
$W(x, y) = \pm (0.1 \dots 0.6) Z_7$	→	400 Images
$W(x, y) = \pm (0.1 \dots 0.6) Z_6$	→	400 Images
$W(x, y) = \pm (0.1 \dots 0.6) Z_5$	→	400 Images
$W(x, y) = \pm (0.1 \dots 0.6) Z_4$	→	400 Images
$W(x, y) = \pm (0.1 \dots 0.6) Z_3$	→	400 Images
$W(x, y) = (0.0)$	→	200 Images
		3000 images

Figura 43 — Taxa de acerto dos classificadores gerados para identificação de modos Zernike. **A)** Matriz de confusão para o caso $a_j = \pm 0.1 \mu\text{m}$, com taxa de acerto de 96,2%. **B)** taxa média de acerto para $a_j = \pm 0.2 \mu\text{m}$ (98,4%), $a_j = \pm 0.3 \mu\text{m}$ (98,9%), $a_j = \pm 0.4 \mu\text{m}$ (98,6%), $a_j = \pm 0.5 \mu\text{m}$ (98,7%) e $a_j = \pm 0.6 \mu\text{m}$ (98,8%).



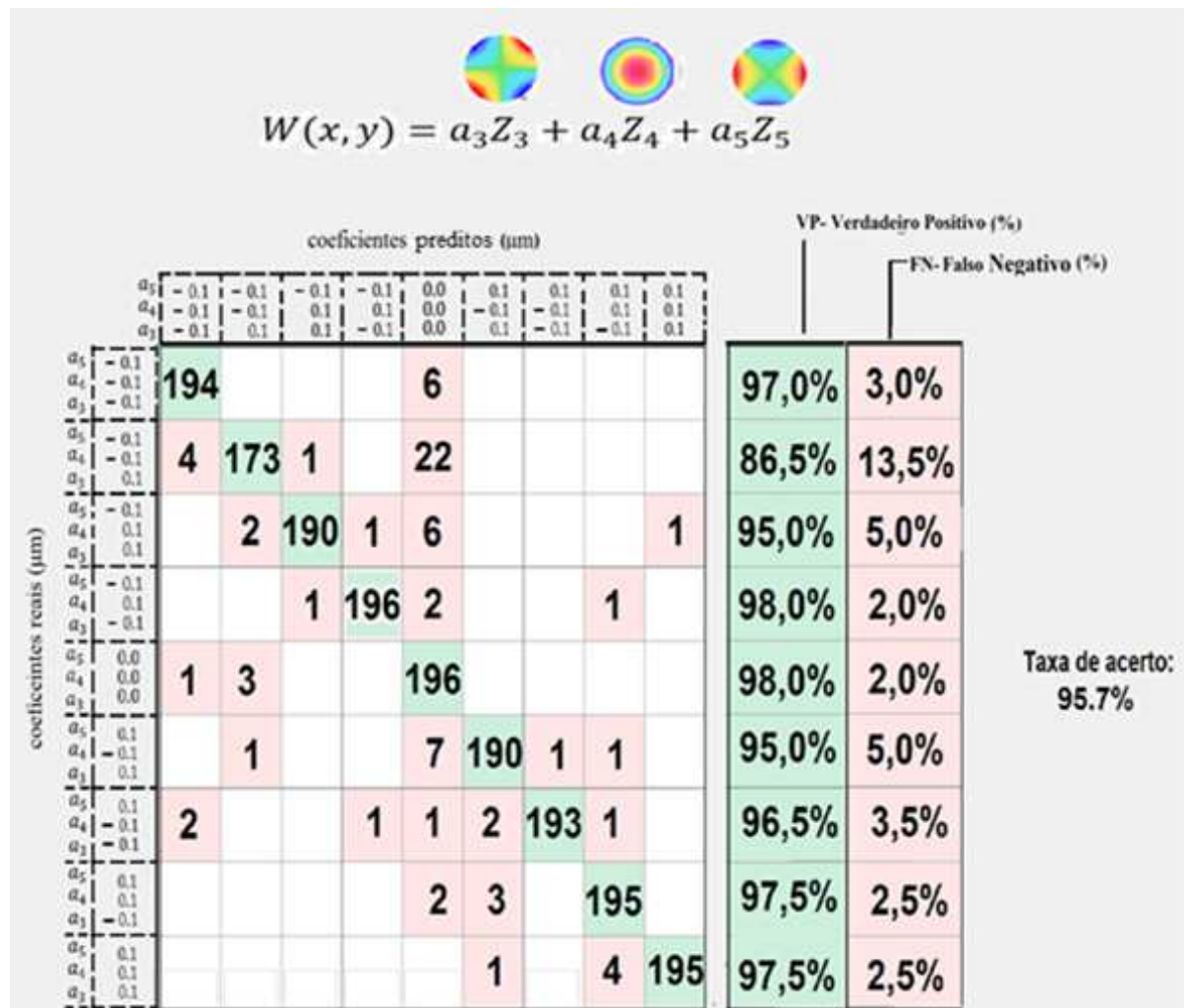
3) Superposições de aberrações ópticas: Na maioria dos sistemas ópticos, a aberração óptica presente, $W(x,y)$, é uma superposição das aberrações monocromáticas descrita pelos polinômios de Zernike. Assim, com o objetivo de testar a viabilidade do método proposto em identificar aberrações ópticas descritas por uma superposição linear de polinômios de Zernike, foi usado, como base de dados, um conjunto de 1800 imagens, dividido em 9 grupos de 200 imagens (160x160 pixels) cada. Cada grupo de imagens foi aberrado com uma superposição linear de polinômios de Zernike de 2º ordem radial (Z_3 , Z_4 e Z_5) e com valores de coeficientes alternando entre $a_j = \pm 0.1\mu m$ e um grupo de 200 imagens, com todos $a_j's = 0\mu m$, é adicionado ao grupo de treinamento, conforme a tabela 3. De acordo com a figura 44, os dados da matriz de confusão mostraram que o classificador obtido tem alta taxa de acerto (95,7%) quando é usado na classificação deste tipo de aberração.

Tabela 3 — Composição do grupo de imagens utilizados no estudo de caso 3

$W(x,y) = a_3Z_3 + a_4Z_4 + a_5Z_5 \quad a_j = [-0.1, +0.1]$		
$W(x,y) = -0.1Z_3 - 0.1Z_4 - 0.1Z_5$	→	200 Images
$W(x,y) = -0.1Z_3 - 0.1Z_4 + 0.1Z_5$	→	200 Images
$W(x,y) = -0.1Z_3 + 0.1Z_4 + 0.1Z_5$	→	200 Images
$W(x,y) = +0.1Z_3 - 0.1Z_4 + 0.1Z_5$	→	200 Images
$W(x,y) = -0.1Z_3 + 0.1Z_4 - 0.1Z_5$	→	200 Images
$W(x,y) = +0.1Z_3 - 0.1Z_4 - 0.1Z_5$	→	200 Images
$W(x,y) = +0.1Z_3 + 0.1Z_4 - 0.1Z_5$	→	200 Images
$W(x,y) = +0.1Z_3 + 0.1Z_4 + 0.1Z_5$	→	200 Images
$W(x,y) = +0.0Z_3 + 0.0Z_4 + 0.0Z_5$	→	200 Images
1800 images		

Fonte: próprio autor, 2020

Figura 44 — Matriz de confusão do classificador gerado para identificação de aberração óptica descrita por uma expansão linear de polinômios de Zernike.



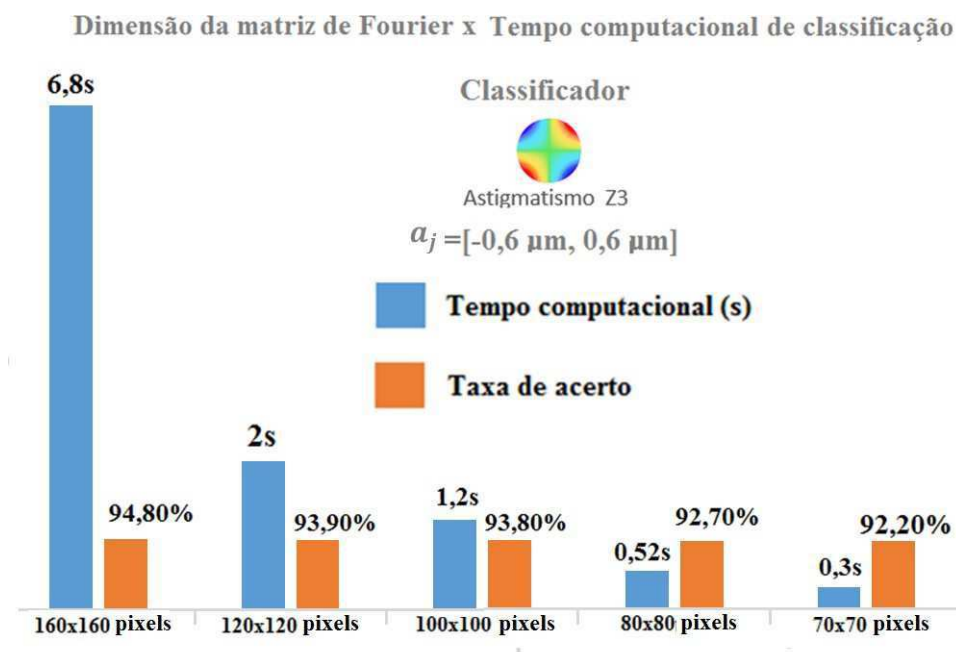
Fonte: próprio autor, 2020.

Em todos os três estudos de casos analisados, o número de imagens necessárias para haver a convergência do valor da taxa acerto pós-treinamento foi de aproximadamente 200 imagens para cada grupo representando uma determinada aberração (classe). Não se observou mudança ou o aumento na taxa de acerto do classificador, quando se utilizou um número maior de imagens por classe durante o treinamento. Os percentuais de VP(verdadeiro positivo) e de FN(falso negativo), por classe, apresentados nas matrizes de confusão de cada uma dos estudos de casos, corroboram a alta acurácia dos classificadores obtidos em também medir uma aberração específica(classe). Os classificadores obtidos mantêm as mesmas taxas de acertos, que foram obtidas pós-treinamento, quando os mesmos são utilizados para a identificação de aberrações ópticas em novas imagens, as quais não foram utilizadas no conjunto de dados de treinamento. O tempo (computacional) de treinamento do modelo classificador, nos três estudos de casos

analisados, foi de aproximadamente 20 minutos.

O tempo computacional usado pelo classificador na identificação das aberrações ópticas, em uma nova imagem, também foi objeto de análise. Observou-se que o tempo computacional tem uma relação direta com quantidade de pixels presente na matriz imagem de Fourier ($F'_a(u,v)$). Em todos os treinamentos realizados durante os três estudos de casos descritos acima, o tempo computacional gasto pelo classificador na predição da aberração óptica em uma única imagem foi de aproximadamente 6s, para uma matriz imagem de Fourier com 160x 160 pixels e usando um computador Intel(R)core(TM) i7-4790 CPU@ 3,60Hz. Porém, esse tempo computacional de predição se reduz significativamente, chegando a valores de aproximadamente 300 ms, quando o espectro de Fourier da imagem aberrada é representado por uma matriz de 70 x 70 pixels, no caso exemplificado pela figura 45. No entanto, a diminuição da matriz imagem pode levar, em alguns casos, a uma redução significativa (em torno de 7%) na taxa de acerto do classificador que irá ser gerado

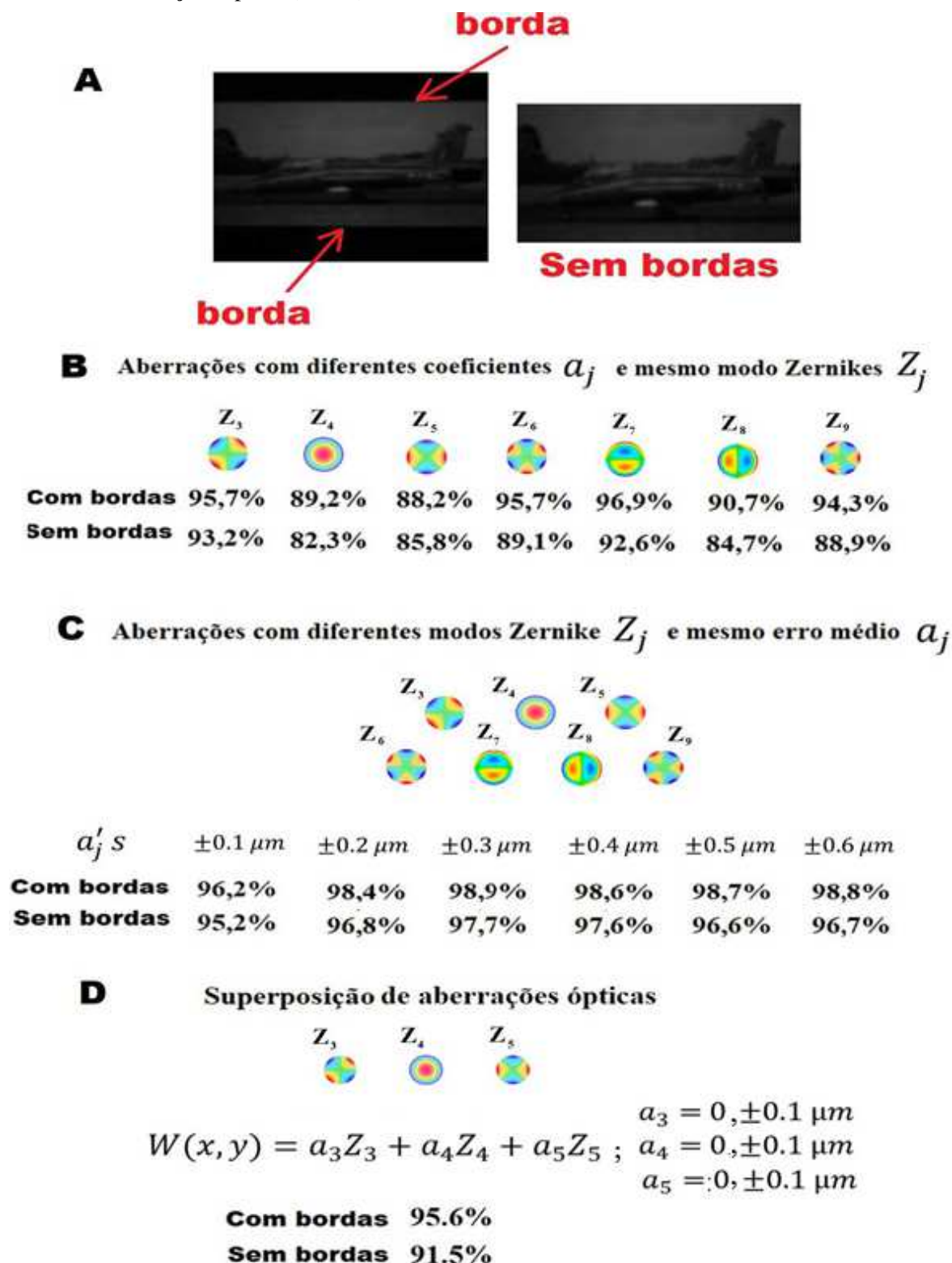
Figura 45 — Dependência do tempo computacional com a dimensão da matriz imagem de Fourier gasto pelo classificador gerado ao indentificar uma única imagem com Astigmatismo (Z_3).



Fonte: próprio autor, 2020.

Verificou-se ainda que o uso de figuras aberradas com fortes regiões de transição (como bordas, por exemplo), durante o treinamento, influencia o valor da taxa de acerto do classificador. Assim, repetindo os três estudos de casos anteriormente realizados, e utilizando desta vez apenas imagens aberradas sem as bordas, notou-se uma redução nos valores das taxas de acertos dos classificadores obtidos após os treinamentos, como mostra a figura 46.

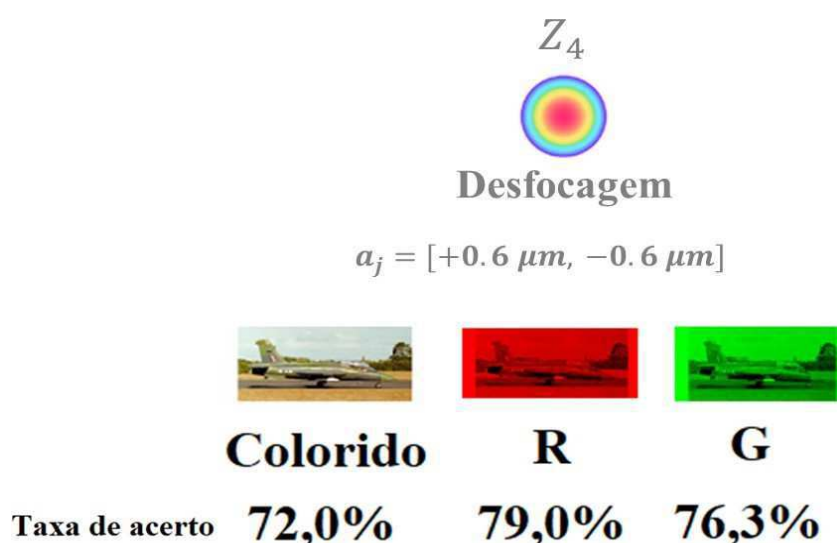
Figura 46 — Comparação entre as taxas de acerto para os classificadores obtidos após o treinamento com figuras sem e com as bordas **A**) para os seguintes estudos de casos: **B**) Aberrações com diferentes coeficientes (a_j 's) e mesmo modo Zernike (Z_j) (caso1); **C**) Aberrações com diferentes modos Zernikes (Z_j) e mesmo erro médio (a_j) (caso2); **D**) Superposições de aberrações ópticas(caso 3).



Devido ao fato de as imagens reproduzidas pelo celular, do sistema de OA modificado, serem coloridas, uma análise sobre a possível influência das aberrações acromáticas nas imagens aberradas pela OA foi realizada. Foram utilizados três grupos iguais de imagens (com 2600 imagens cada), aberradas com mesmo modo Zernike (Z_4) e diferentes coeficientes (a_j 's), porém um primeiro grupo com todas as imagens coloridas no celular (com todas as componentes RGB no celular), um segundo grupo com todas as imagens em vermelho (apenas com a componente R no celular) e um terceiro grupo com todas as imagens em verde (apenas a componente G no celular). Imagens em azul (apenas com a componente B celular) não foram utilizadas devido ao nível muito baixo de luminosidade destas imagens na câmera CCD, tornando-as quase imperceptíveis.

Após realização do estudo de caso 1 em cada um dos três grupos de imagens, não foi observada diferença significativa quando se comparou os valores das taxas de acerto dos classificadores gerados a partir dos dados de cada um dos grupos. Diante deste taxa de acerto (entre 72% e 79%), pode se concluir que as aberrações ópticas presentes no sistema são essencialmente de origem monocromática, não havendo a contribuição de possíveis efeitos acromáticos na aberração total do sistema (figura47). A redução do valor da taxa de acerto dos algoritmos gerados nesta análise (abaixo de 80%), deveu-se à necessidade de se igualar a largura do histograma (distribuição estatística do valor dos pixels) das imagens coloridas e verdes, com a estreita largura do histograma das imagens em vermelho, ocasionando assim uma perda das informações sobre as aberrações ópticas contidas nestas imagens aberradas.

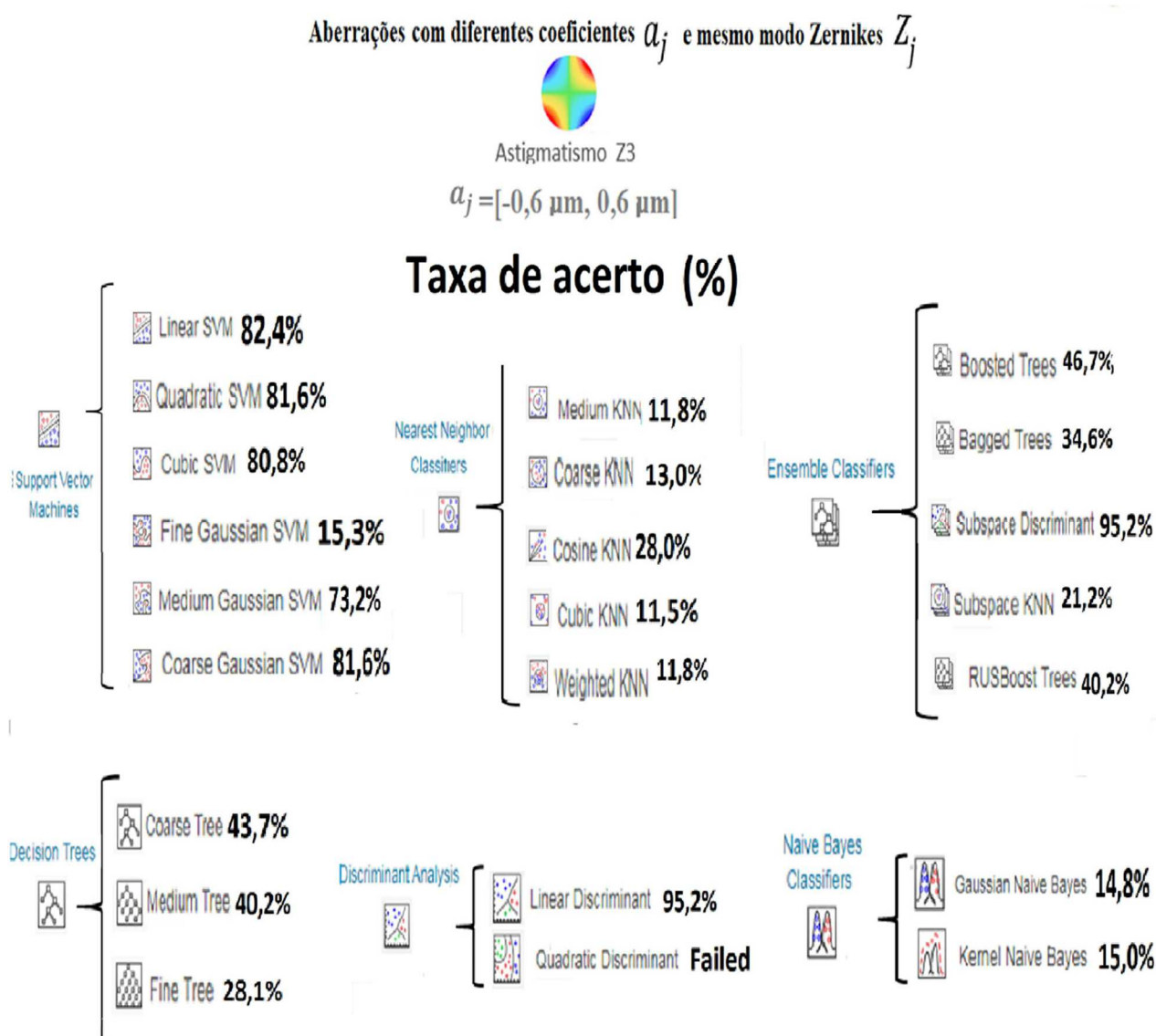
Figura 47 — Análise da influência das componentes RGB da imagem na taxa de acerto dos classificadores gerados. Apenas para as componentes R(vermelho) e G(verde).



Fonte: próprio autor, 2020.

A maior acurácia, em relação a outros tipos de classificadores, na identificação das aberrações ópticas, por parte da técnica de classificação *Ensemble Subspace Discriminant* (ESD) aliada a análise das componentes principais (PCA) é exemplificada na figura 48. Observa-se que as taxas de acerto obtidas são maiores, utilizando a combinação ESD+PCA, em relação à taxa de acerto dos outros classificadores (com a técnica PCA), presentes na figura 41, após a realização do estudo de caso 1 para imagens com Astigmatismo Oblíquo (Z_3) (Imagens aberradas com diferentes valores de (a_3) e mesmo modo Zernike (Z_3)).

Figura 48 — Taxas de acerto para os classificadores da figura 41 obtidas após a realização do estudo de caso 1 com figuras aberradas com Astigmatismo Oblíquo (Z_3).



Fonte: próprio autor, 2020.

Montagem de imagens adaptadas de (MATHWORKS3, 2019)

A acurácia alcançada pelo classificador *Ensemble Subspace Discriminant* deve-se a sua capacidade transformar um problema de difícil aprendizado global em um conjunto de pequenos problemas de fácil aprendizado local (DUDA;HART;STORK,2001),(ROKACH,2010), sendo esta capacidade ainda mais potencializada com uso da técnica PCA.

A técnica de classificação *Ensemble Subspace Discriminant* se baseia no uso de um classificador formado por um conjunto de pequenos aprendentes (*Ensembles method*) (ROKACH,2010), que combinados com uma função discriminante linear, permitem que os dados possam ser localmente linearmente separáveis, tornando possível o uso de um conjunto de pequenos classificadores lineares para resolver um problema global. Isto explica o fato de alguns classificadores lineares da figura 48 (Linear SVM e linear discriminat) terem obtido taxas de acerto de 82,4% (Linear SVM), e de 95,2% no caso do discriminante linear (taxa igualmente obtida pela técnica Ensemble Subspace Discriminant+PCA) para o estudo de caso em questão.

É importante frisar não ser correto afirmar que a técnica *Ensemble Subspace Discriminant+PCA* seja a melhor técnica para ser aplicada no tipo de problema proposto aqui em relação aos classificadores relacionados na figura 41. A acurácia de qualquer técnica de classificação depende das condições e dos parâmetros iniciais utilizados durante o treinamento, que se devidamente ajustados, pode também gerar um modelo classificador capaz de resolver o mesmo problema com alta taxa de acerto.

6 CONCLUSÕES

Nesta tese, inicialmente, um breve resumo sobre aberrações ópticas em sistemas de imagem e uma abordagem teórica acerca do funcionamento de um sistema de óptica adaptativa foram realizados. Posteriormente, foi desenvolvida uma nova metodologia para a identificação de aberrações ópticas em imagens aberradas, no domínio da frequência, usando classificadores gerados via técnicas de aprendizagem de máquina supervisionada.

A inovação da nossa técnica consistiu em usar a Transformada de Fourier da imagem aberrada para o treinamento e a identificação das aberrações ópticas em imagens no domínio da frequência. A influência da magnitude e do tipo das aberrações ópticas monocromáticas presentes nas imagens aberradas podem ser melhor visualizadas no domínio da frequência, onde se nota uma variação nas regiões de alta frequência do espectro de Fourier de acordo com a aberração monocromática presente na imagem.

A representação das imagens no domínio de Fourier permitiu a identificação das aberrações ópticas em imagens independentemente do objeto. Esta reapresentação permite ainda que a metodologia proposta não seja sensível a flutuações de intensidade ou de luminosidade da imagem, sendo esta uma condição necessária para aplicação da técnica em sistema ópticos reais.

Usando uma base de imagens aberradas com o auxílio de um sistema de óptica adaptativa foi possível treinar e gerar modelos classificadores *Ensemble Subspace Discriminant*, que aliados a técnica PCA, foram capazes prover a identificação de aberrações monocromáticas (2° e 3°ordens radiais) em imagens usando o domínio de Fourier.

As taxas de acerto dos classificadores gerados após o treinamento, para os três estudos de casos, mostram, portanto, a viabilidade da metodologia proposta. Analisando a taxa de acerto dos modelos classificadores gerados para identificar os coeficientes a_j 's em imagens aberradas com mesmo modos Zernike(estudo de caso 1), foram observadas taxas de acerto acima de 88%. Isto indica que o método proposto consegue gerar classificadores capazes de identificar a magnitude da aberração para um conjunto de imagens aberradas com diferentes valores de erro da frente de onda (a_j) mas com o mesmo tipo de aberração(Z_j).

Já para o caso onde temos imagens aberradas com diferentes modos Zernike(Z_j) e mesmo erro médio a_j 's, os classificadores gerados obtiveram taxas de acerto superiores a 96%, indicando que a metodologia proposta também é capaz de identificar diferentes modos Zernike(Z_j), em um conjunto de imagens com mesmos valores médios de aberração(a_j).

O modelo proposto também foi capaz de identificar aberrações ópticas representadas por uma expansão linear de Zernike. A alta taxa de acerto obtida, (95,7%), para os classificadores gerados, indica a potencialidade do método proposto em identificar diferentes expansões de aberrações ópticas de 2º ordem radial com valores de coeficientes muito próximos.

O estudo do tempo computacional gasto para identificação das aberrações ópticas versus a dimensão da matriz de pixels utilizada para representar o espectro de Fourier da imagem, abre um horizonte para uso do método proposto como um sensor de frente de onda em sistemas de óptica adaptativa comerciais.

Uma análise sobre a natureza das aberrações ópticas presentes nas imagens aberradas utilizadas no treinamento foi realizada. Notou-se que as aberrações ópticas introduzidas pelo o sistema de óptica adaptativa são basicamente monocromáticas, sem a contribuição de possíveis aberrações acromáticas na aberração total do sistema.

Por fim, a técnica proposta mostra-se promissora quando comparada com outras técnicas de identificação de aberrações ópticas utilizando apenas imagens (JIN et al.,2018), (NISHIZAKI et al.,2019), (XIN et al,2019). O fato de o método precisar apenas da transformada de Fourier da imagem aberrada para realizar a identificação da aberração, sem a necessidade de qualquer alteração, adaptação na forma da imagem, ou uso de um par de imagens aberradas, o credencia a ser aplicado, desde que aprimorado, em diversos sistemas de imageamento óptico. O número de imagens utilizadas e o tempo de treinamento do modelo classificador também favorecem o modelo proposto em relação aos outros métodos. No entanto, a análise da acurácia da técnica na identificação de aberrações monocromáticas de alta ordens (maiores que a 3º ordem radial), em relação as demais técnicas, fica prejudicada. As limitações mecânicas do espelho deformável não permitem ao sistema óptico, descrito na figura 37, introduzir distorções na frente de onda do feixe imagem que caracterizem aberrações ópticas de ordens radiais superiores (maior que 3º ordem radial), impossibilitando tal análise.

7 TRABALHOS FUTUROS

7.1 CORREÇÃO DAS ABERRAÇÕES ÓPTICAS VIA APRENDIZAGEM DE MÁQUINA

Esta etapa consiste em montar um sistema de óptica adaptativa controlado via aprendizagem de máquina, para identificar e também corrigir as aberrações ópticas usando apenas a imagem adquirida pela câmera CDD, sem qualquer auxílio de um sensor de frente de onda. A figura 49 mostra a rotina básica que será desenvolvida.

Figura 49 — Rotina para a identificação e correção das aberrações ópticas.

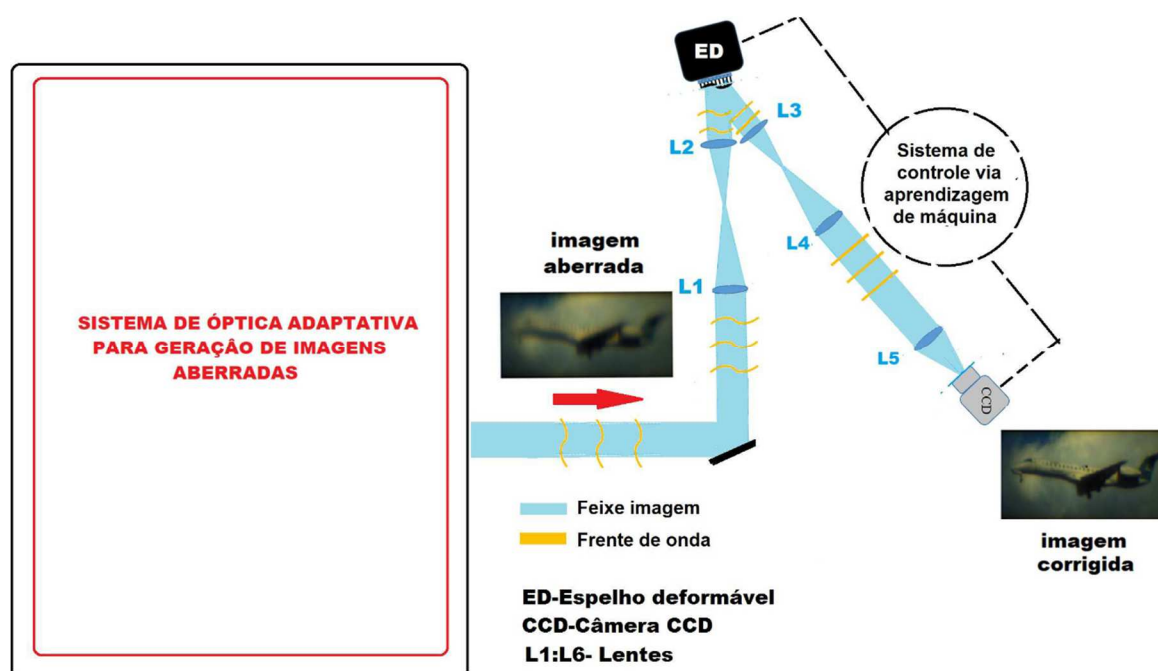


Fonte: próprio autor, 2020

Inicialmente, o código irá adquirir a imagem aberrada pela câmera CCD e em seguida, usando a transformada de Fourier, determinará a aberração óptica presente com o classificador gerado via aprendizagem de máquina. Uma vez conhecida a aberração, o código deverá ser capaz de controlar o espelho deformável para criar uma superfície refletora capaz de eliminar as distorções ópticas presentes na frente de onda incidente, corrigindo assim as aberrações ópticas presentes na imagem.

Para alcançar este objetivo, será acoplado ao sistema de OA da figura 37, um outro sistema de OA, com a função de gerar apenas imagens aberradas, como mostra a figura 50, e assim possibilitar o desenvolvimento da rotina de correção das aberrações ópticas proposta na figura 49. Os algoritmos de classificação, gerados pela aprendizagem de máquina, identificarão a aberração óptica presente na imagem e o código em MATLAB controlará, via aprendizagem de máquina os atuadores microeletromecânicos do espelho deformável (DM) criando uma superfície que corrigirá a aberração introduzida anteriormente.

Figura 50 — Sistema óptico proposto para a identificação e correção das aberrações ópticas via aprendizagem de máquina.



Fonte: próprio autor, 2020

REFERÊNCIAS

- 62xxH SERIES. Disponível em : <https://www.directindustry.com/prod/cambridge-technology/product-36210-325161.html>. Acesso em 26 maio 2021.
- ANGEL, J.R. et al., Adaptive optics for array telescopes using neural network techniques. **Nature** 348, 6298 (Nov 1990), 221–224.
- AOKIT.. Disponível em: <https://br.pinterest.com/pin/332703491196060850/>. Acesso em: 24 maio 2021
- BABCOCK, H. W. The possibility of compensating astronomical seeing. Publications of the Astronomical Society of the Pacific 65 (oct 1953), 229.
- BOOTH, M. J. Adaptive optics in microscopy. **Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences** 365, 1861 (2007), 2829–2843.
- BOOTH, M. J., et al. Adaptive aberration correction in a confocal microscope. **Proceedings of the National Academy of Sciences** 99, 9 (2002), 5788–5792.
- BOSTON MICROMACHINES CORPORATION. Wavefront sensorless adaptive optics demonstrator imaging. Disponível em: <http://www.bostonmicromachines.com/wavefront-sensorless-ao-demo-imaging.html>, 2016. Acesso em: 3 jan. 2020.
- CFAO-USA. Center for Adaptive Optics Disponível em <http://cfao.ucolick.org/pgallery/lgs.php>, 2020. Acesso em: 14 jan 2020.
- COMPUTATIONAL VISION AT CALTECH, Caltech101. Disponível em http://www.vision.caltech.edu/Image_Datasets/Caltech101/. Acesso em: 09 dec. 2019.
- COURIS, S. et al. An experimental investigation of the nonlinear refractive index (n_2) of carbon disulfide and toluene by spectral shearing interferometry and z-scan techniques. **Chemical Physics Letters** 369, 3 (2003), 318 – 324.
- CRS SERIES. Disponível em <https://www.directindustry.com/prod/cambridge-technology/product-36210-390229.html>. Acesso em: 26 maio 2021.
- DAVIES, R.; KASPER, M. Adaptive optics for astronomy. **Annual Review of Astronomy and Astrophysics** 50, 1 (Sep 2012), 305–351.
- DELORI, F. ; WEBB, R.; SLINEY, D., Maximum permissible exposures for ocular safety (ANSI 2000), with emphasis on ophthalmic devices, **J. Opt. Soc. Am. A** 24, 1250-1265 (2007)
- DUDA, R.; HART, P.; STORK, D. **Pattern Classification**, 2 ed. Wiley, 2001.
- EDMUND OPTICS. Chromatic and monochromatic optical aberrations. Disponível em : <https://www.edmundoptics.com/knowledge-center/application-notes/optics/chromatic-and-monochromatic-optical-aberrations/>. 2019. Acesso em: 15 jan. 2020.
- EINSTEIN, A. **Sobre religião cósmica e outras opiniões e aforismos**. 1931 .

EUROPEAN SOUTHERN OBSERVATORY . Netuno visto pelo vlt com e sem óptica adaptativa. Disponível em :<https://www.eso.org/public/brazil/images/eso1824b/>. Acesso em: 15jan.2020.

FALCONIERI, M. Thermo-optical effects in z -scan measurements using high-repetition- rate lasers. **Journal of Optics A: Pure and Applied Optics** 1, 6 (sep 1999), 662–667.

FAWCETT, T. An introduction to roc analysis. **Pattern Recogn. Lett.** 27, 8 (June 2006), 861–874.

FISCHER, R E.; TADIC-GALEB, B.; YODER, P. **Optical System Design**. Optical engineering. S P I E- International Society for Optical Engineering, 2008.

GAMBRA, E. et al. Dynamic accommodation with simulated targets blurred with high order aberrations. **Vision Research** 50 (2010): 1922-1927.

GHEDINA, A., et al. On-sky test of the pyramid wavefront sensor. In **Adaptive Optical System Technologies II** (2003), P. L. Wizinowich and D. Bonaccini, Eds., vol. 4839, International Society for Optics and Photonics, SPIE, pp. 869 – 877.

GOMES, A. S. et al. Thermally managed eclipse z-scan. **Opt. Express** 15, 4 (Feb 2007), 1712–1717.

GOODMAN, J.W. **Introduction to Fourier Optics**. The McGraw-Hill Companies, Inc, USA, 2nd edition, 1996.

GRIFFITHS, D., **Introduction to electrodynamics**. Upper Saddle River, N.J: Prentice Hall. 6th edition, 1999.

HALLIDAY, D; RESNICK, R.; WALKER, J. **Fundamentos de física: volume 4 : óptica e física moderna**. LTC, 2008.

HAMPSON, K. Adaptive optics and vision. **Journal of Modern Optics** 55, 21 (2008), 3425–3467.

HARDY, J.W. Adaptive optics: a progress review. In **Active and Adaptive Optical Systems** (1991), M. A. Ealey, Ed., vol. 1542, International Society for Optics and Photonics, SPIE, pp. 2 – 17.

HAYKIN, S.S. **Neural Networks: A Comprehensive Foundation**, 2nd ed. Prentice Hall PTR, USA, 1998.

HOFER, H.. et al.,. Wavefront sensorless adaptive optics ophthalmoscopy in the human eye. **Opt. Express** 19, 15 (Jul 2011), 14160– 14171.

HUANG, F.; BARSKY B. A. A Framework for Aberration Compensated Displays. Disponível em: <http://www.eecs.berkeley.edu/Pubs/TechRpts/2011/EECS-2011-162.html>. Acesso em 25maio2021.

HUTCHINSON, J. Culture, Communion, and a n Information Age Madonna **IEEE Professional Communication Society Newsletter**. 45,3(2001). Disponível em : https://procomm.ieee.org/wp-content/uploads/2013/05/may_jun01.pdf. Acesso em: 26 maio 2021.

JIN, Y., et al. Machine learning guided rapid focusing with sensor-less aberration corrections. **Opt. Express** 26, 23 (Nov 2018), 30162–30171.

KOLKOWSKI, R.; SAMOC, M. Modified z-scan technique using focus-tunable lens. **Journal of Optics** 16, 12 (oct 2014), 125202.

KOSCH, B. Astigmatism.svg. Disponível em: <https://pt.m.wikipedia.org/wiki/Ficheiro:Astigmatism.svg>. 2007. Acesso em 25 maio 2021.

KOTSIANTIS, S. B. Supervised machine learning: A review of classification techniques. **Informatica** 31, 3 (2007), 249–268.

LAKSHMINARAYANAN, V; FLECK, A. Zernike polynomials: a guide. **Journal of Modern Optics** 58, 18 (2011), 1678–1678.

LAROCCA, F. et al.. Optimization of confocal scanning laser ophthalmoscope design. **Journal of Biomedical Optics** 18, 7 (07/2013 2013), 076015–076015.

LENS6B. Disponível em: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Lens6b.png>. Acesso em: 26 maio 2021.

LENS-COMA. Disponível em: <https://pt.m.wikipedia.org/wiki/Ficheiro:Lens-coma.svg>. Acesso em: 26 maio 2021.

LIANG, J. et al. Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann–Shack wave-front sensor. **J. Opt. Soc. Am. A** 11(1994), 1949–1957.

LUSO ACADEMIA. Por que ocorrem falhas na formação da imagem em lentes? aberrações. Disponível em: <https://lusoacademia.org/2016/04/27/>. Acesso em: 15 jan. 2020.

MA, H. et al. Numerical study of adaptive optics compensation based on convolutional neural networks. **Optics Communications** 433 (2019), 283 – 289.

MAEDA, P.Y. Zernike polynomials and their use in describing the wavefront aberrations of the human eye. Disponível em <http://docshare01.docshare.tips/files/5201/52018815.pdf>, 2003. Acesso em: 11 dec. 2019.

MAHAJAN, V.N.. Zernike circle polynomials and optical aberrations of systems with circular pupils. **Appl. Opt.** 33, 34 (Dec 1994), 8121–8124.

MAHAJAN, V.N., **Optical Imaging and Aberrations: Part I. Ray Geometrical Optics**. SPIE Publications, 1998.

MASALEHDAN, H., et al., Modeling of Zernike Optical Aberrations by MTF and PSF. **Biomedical Optics and 3-D Imaging**, OSA Technical Digest (CD) (Optical Society of America, 2010), paper JMA98.

MATHWORKS1. Disponível em: <https://www.mathworks.com/solutions/machine-learning.html>. Acesso em: 09 dec. 2019.

MATHWORKS2. What is machine learning? Disponível em: <https://www.mathworks.com/discovery/machine-learning.html>. Acesso em: 03 jan. 2020.

MATHWORKS3. Disponível em: <https://www.mathworks.com/help/stats/train-classification-models-in-classification-learner-app.html>. Acesso em: 09 dec. 2019.

MCGUIRE, P. C., et al., Adaptive optics: Neural network wavefront sensing, reconstruction, and prediction. In **Scientific Applications of Neural Nets** (Berlin, Heidelberg, 1999), J. W. Clark, T. Lindenau, and M. L. Ristig, Eds., Springer Berlin Heidelberg, pp. 97–138.

MERKLE, F., et al., Successful tests of adaptive optics. **The Messenger** 58 (Dec 1989), 1–4.

MGLG. Spherical aberration2.svg. Disponível em: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Spherical_aberration_2.svg. 2006. Acesso em 24 maio 2021.

NIKON. Aberrations Disponível em: https://imaging.nikon.com/lineup/sportoptics/how_to/guide/binoculars/technologies/technologies_08.htm; Acesso em: 24 maio 2021

NISHIZAKI, Y. et al. Deep learning wavefront sensing. **Opt. Express** 27, 1 (Jan 2019), 240–251.

O'BRYNE, et al., Adaptive optics in confocal microscopy. **Adaptive Optics for Industry and Medicine** (1999), 85–90.

ODIC FORCE LASERS. Coherent Lasiris laser. Disponível em: <https://odicforce.com/10mW-Bright-Red-635nm-Laser-Module-Coherent-Lasiris-SNF-Alignment-and-Structured-Light-Module>. Acesso em: 15 jan. 2020.

PALUSZEK, M.; THOMAS, S. **MATLAB Machine Learning**, 1st ed. Apress, USA, 2016.

PLATT, B. C.; SHACK, R. History and principles of shack-hartmann wavefront sensing. **Journal of refractive surgery** 17 5 (2001), S573–7.

RATIVA, D; VOHNSEN, B., Analysis of individual cone-photoreceptor directionality using scanning laser ophthalmoscopy. **Biomed. Opt. Express** 2, 6 (2011), 1423—1431.

RODDIER, F. Curvature sensing and compensation: a new concept in adaptive optics. **Appl. Opt.** 27, 7 (Apr 1988), 1223–1225.

ROKACH, L. Ensemble-based classifiers. **Artif. Intell. Rev.** 33, 1–2 (Feb. 2010), 1–39.

ROORDA, A. et al. Adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy. **Opt. Express** 10, 9 (May 2002), 405–412.

ROORDA, A. ; WILLIAMS, D. R. Optical fiber properties of individual human cones. **Journal of Vision** 2, 5 (09 2002), 404–12.

ROUSSET, G., et al, First diffraction-limited astronomical images with adaptive optics. **Astronomy and Astrophysics** 230 (1990), L29–L32.

SANTOS, F. et al. Exploring adaptive optics on focus-scan for nonlinear materials characterization. **Review of Scientific Instruments** 90, 3 (March 2019), 033104.

SASIÁN, J.M. **Introduction to Aberrations in Optical Imaging Systems**. Cambridge University Press, 2012.

SHEIK-BAHAE, M., et al.. Sensitive measurement of optical nonlinearities using a single beam. **IEEE Journal of Quantum Electronics** 26, 4 (April 1990), 760–769.

SINGH, A.; THAKUR, N. ;SHARMA, A. **A review of supervised machine learning algorithms**. In 2016 3rd International Conference on Computing for Sustainable Global Development (INDIACom) (March 2016), pp. 1310–1315.

SOUZA, E.G. Entendendo o que é matriz de confusão com python. Disponível em: <https://medium.com/data-hackers/entendendo-o-que-%C3%A9-matriz-de-confus%C3%A3o-com-python-114e683ec509>. Acesso em: 13jan.2020.

STOCKTON, N. **From cosmology to biology**. SPIE Professional 14 (April-June 2019),20– 24.

TELESCOPEPTICS.NET. Monochromatic Eye Aberrations Disponível em:https://www.telescope-optics.net/monochromatic_eye_aberrations.htm. Acesso em: 09dec.2019.

THE LYOT PROJECT. Adaptive optics. Disponível em : http://www.lyot.org/background/adaptive_optics.html. Acesso em: 14jan.2020.

THORLABS1.Kits de Óptica adaptativa. Disponível em:https://www.thorlabs.com/newgrouppage9.cfm?objectgroup_id=3208. Acesso em: 07nov.2019.

THORLABS2. S.H.W.S. Disponível em:https://www.thorlabs.com/newgrouppage9.cfm?objectgroup_id=5287. Acesso em: 07nov.2019.

THORLABS3, Espelhos Côncavos. Disponível em: https://www.thorlabs.com/newgrouppage9.cfm?objectgroup_id=6623. Acesso em: 07nov.2019.

THORLABS4. Modulador espacial de luz Disponível em: https://www.thorlabs.com/newgrouppage9.cfm?objectgroup_id=10378.Acesso em:24 maio 2021

TIPLER, P. A., MOSCA, G. **Física para cientistas e engenheiros-Eletricidade e Magnetismo, Óptica**. LTC, 2009.

URBANO, A. Aberrações oculares. Disponível em https://www.draandrea.com.br/?page_id=137. Acesso em: 14jan.2020.

VDOVIN, G.V. Model of an adaptive optical system controlled by a neural network.**Optical Engineering** 34, 11 (1995), 3249 – 3253.

WEYRAUCH, T. ;VORONTSOV, M. A. Free-space laser communications with adaptive optics: Atmospheric compensation experiments. **Journal of Optical and Fiber Communications Reports** 1, 4 (Dec 2004), 355–379.

WHAT is Chromatic Aberration? (And How to Fix It in Photoshop or Lightroom). Disponível em:<https://www.photographytalk.com/chromatic-aberration-and-how-to-fix-it-in-photoshop-or-lightroom>,Acesso em:26 maio 2021.

WILSON,J.; DECKER,K.; ROORDA,A. Monochromatic aberrations provide an odd-error cue to focus direction. **J. Opt. Soc. Am. A** 19(2002), 833-839.

W.M..KECK OBSERVATORY pictures of uranus show best view from the ground. Disponível em:http://www.keckobservatory.org/keck_pictures_of_uranus_show_best_view_from_the_ground/. Acesso em: 11jan.2020

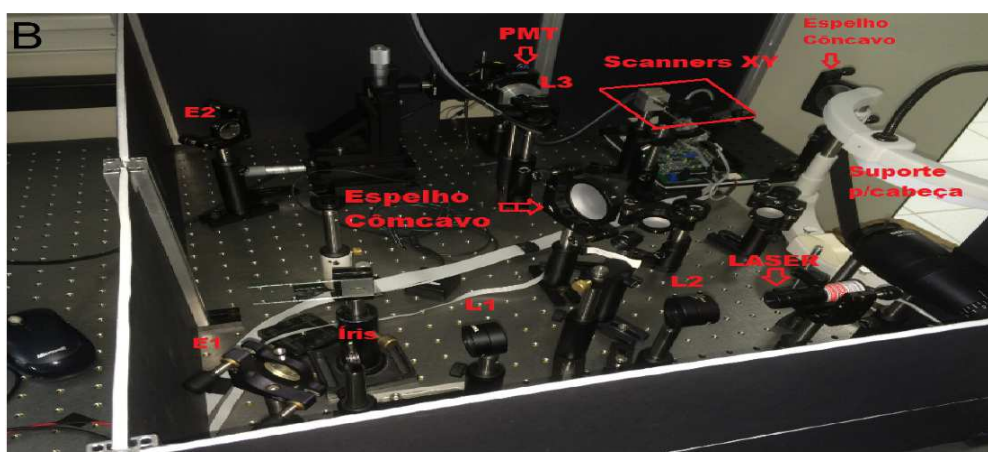
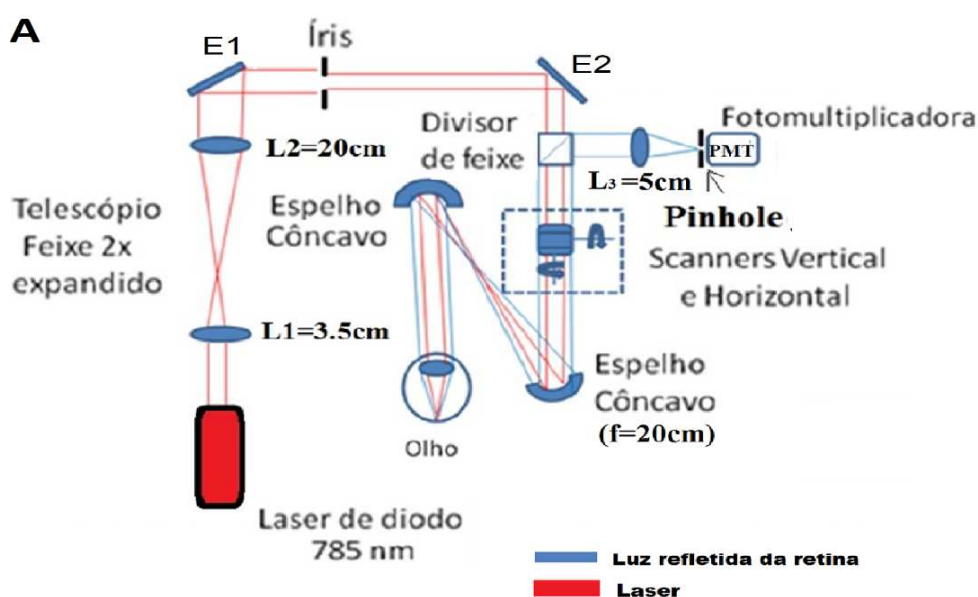
WRIGHT, A. J., et al. Exploration of the optimisation algorithms used in the implementation of adaptive optics in confocal and multiphoton microscopy. **Microscopy Research and Technique** 67, 1 (2005), 36–44.

XIN, Q. et al. Object-independent image-based wavefront sensing approach using phase diversity images and deep learning. **Opt. Express** 27, 18 (Sep 2019), 26102–26119.

APÊNDICE A: OFTALMOSCÓPICO DE VARREDURA A LASER: SLO LOBI-UFPE

O oftalmoscópio de varredura a laser foi montado de acordo com o desenho da figura 51. Um sistema de varredura XY, conjugado com o plano da pupila por um par de espelhos côncavos, foi utilizado para iluminar, com o auxílio de um laser, uma determinada área do tecido da retina. O sistema fez o uso de um orifício (pinhole) para realizar a detecção confocal da luz refletida pela retina, obtendo imagens com resolução que permitem a visualização dos cones fotorreceptores. O uso de um Frame Grabber (captador de quadros) permitiu a aquisição de quadros de imagens (frames) da retina em alta frequência gerando vídeos da retina em tempo real.

Figura 51 — **A)** Desenho do sistema oftalmoscópico de varredura a laser desenvolvido no LOBI-UFPE. **B)** Foto do sistema SLO LOBI-UFPE. As palavras em vermelho indicam os componentes ópticos presentes no sistema.



Fonte: próprio autor, 2020.

A eletrônica de controle do sistema de varredura XY permitiu variar amplitude de oscilação dos scanners tanto na direção vertical quanto horizontal, ajustando o tamanho da área a ser iluminada na retina. Isto permitiu ao oftalmoscópio desenvolvido não só obter imagens das veias sanguíneas, como também imagens "in vivo" dos cones fotorreceptores presentes na retina.

Fonte de Luz: Um laser de diodo (Laser lasiris Coherent) $\lambda = 785\text{nm}$ (figura 52), com tolerância $\pm 20\text{nm}$, foi utilizado como fonte de luz para o sistema oftalmoscópico. Um comprimento de onda na faixa do infravermelho foi escolhido por permitir que o feixe de luz não seja visto pelo paciente, evitando assim, o incomodo visual durante o escaneamento da retina. O feixe de luz do laser sofre uma expansão de 6x ao passar pelo telescópio de lentes acromáticas ($L_2=3,5\text{cm}$ e $L_1=20\text{cm}$) onde após atravessar uma íris, o diâmetro do feixe incidente na pupila será de aproximadamente de $d_{\text{feixe}}=3\text{mm}$.

Figura 52 — Diodo Laser em 785nm utilizado no sistema SLO.



Fonte: ODIC FORCE LASERS, 2020.

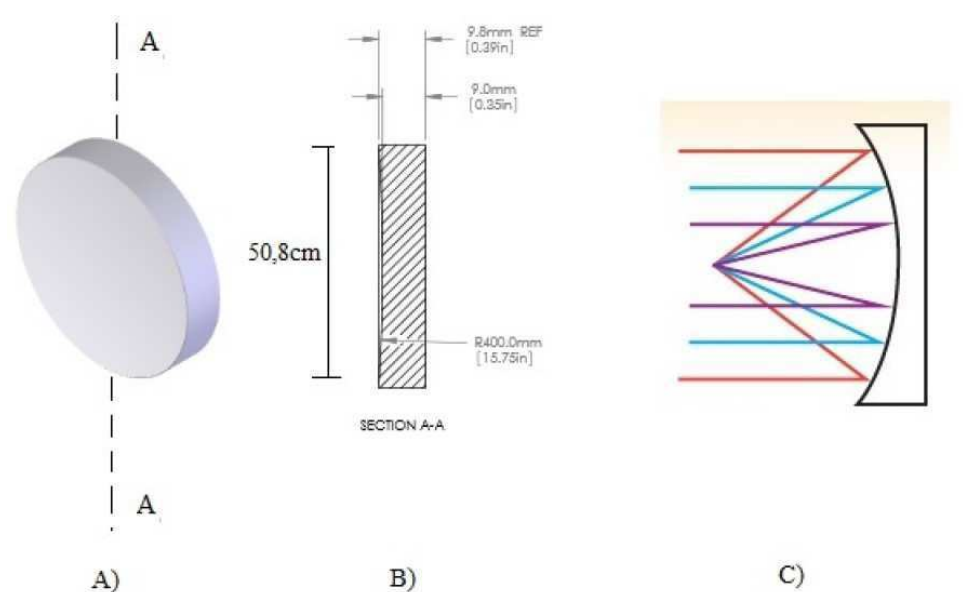
O diâmetro do feixe na retina pode ser calculado considerando o cristalino como uma lente ideal e o feixe assumindo um padrão de difração igual ao disco de Airy. Sendo $f_{\text{cristalino}}=22,2\text{cm}$ e o índice de refração da lente cristalino $n_{\text{vitreo}} = 1,33$ temos:

$$D_{\text{disco de Airy}} = 2,44 \frac{\lambda f_{\text{cristalino}}}{n_{\text{vitreo}} d_{\text{feixe}}} \sim 10\mu\text{m} \quad (15)$$

Este diâmetro permitiu ao sistema obter imagens que resolvem individualmente os cones fotorreceptores com diâmetros que excedem $10\text{ }\mu\text{m}$, tais como aqueles localizados na parafóvea superior da retina ($\geq 10\text{ }\mu\text{m}$). A potência incidente na pupila durante o processo de escaneamento é aproximadamente de $300\text{ }\mu\text{W}$, valor dentro limite de segurança definido pela American National Standards Institute com ênfase em dispositivos oftálmicos (DELORI; WEBB; SLINEY, 2007)

Sistema planos conjugados: A conjugação dos planos ópticos foi realizada utilizando-se um par de espelhos côncavos (EC) esféricos, formando um telescópio que conjugam o plano da pupila com o plano do scanner vertical (SV) e scanner horizontal (HS). Isto permitiu o pivoteamento do feixe na pupila e consequentemente o escaneamento da retina. Os espelhos côncavos utilizados (figura 53) tiveram diâmetro de $\varphi=50,8\text{ cm}$ e distância focal $f=20\text{ cm}$, possuindo alta refletividade no infravermelho. O uso de espelhos côncavos permite eliminar as reflexões espúrias que podem ocorrer quando se faz o uso sistema de lentes convencional para conjugar os planos ópticos.

Figura 53 — Espelhos côncavo de alumínio **A)** e a seção transversal (A-A) que mostra a ligeira curvatura na superfície do espelho **B)**. O espelho concavo utilizado é esférico e não possui aberração cromática o que significa que feixes com diferentes comprimentos de onda incidindo na superfície em diferentes posições serão focalizados no mesmo ponto focal como mostra o desenho em **C)**.



Fonte: próprio autor, 2020.
Montagem de figuras adaptadas de (THORLABS3, 2020).

Em alguns oftalmoscópios de varredura laser (ROORDA,et al.,2002) que usam óptica adaptativa (AO) para obter imagens dos cones localizados na fóvea ($2.5\text{-}3.0\ \mu\text{m}$ de diâmetro nesta região), o plano da retina deve estar conjugado com o plano do detector. Entretanto, em nosso caso, como o interesse no primeiro momento foi obter imagens da retina, independente da região, não foi necessária a utilização de mais um par de espelhos côncavos para fazer a conjugação retina-detector, resultando assim um sistema com um design semelhante ao sistema da referência (LAROCCA et al, 2013).

Sistema de varredura: O sistema de scanners XY foi composto por dois espelhos galvos (Cambridge Techonologies), onde um realiza uma varredura rápida na direção horizontal com frequência de 12 kHz, e outro, uma varredura lenta na direção vertical com frequência entre 20- 100Hz . Ambos foram posicionados no mesmo plano óptico, como indicado na figura 51, o que torna o sistema mais compacto em relação a outros sistemas. A figura 54 mostra uma foto dos modelos dos espelhos galvos usados em nosso sistema. Os sinais de sincronização Hsync e Vsync foram gerados através de um trem de pulsos TTL (12kHz) fornecido pela placa que controla o scanner de alta frequência e um onda quadrada (20Hz-100Hz) fornecida por um gerador de frequências, respectivamente, sendo posteriormente enviadas para o placa de aquisição de dados (frame grabber).

Figura 54 — Scanners utilizados na varredura de alta frequência(12kHz **A**) e de baixa frequência (1kHz) em **B**)



Fonte: próprio autor,2020.

Montagem de figuras adaptatas da referencias (CRSSERIES,2021) e (62xxHSERIES,2021)

Créditos das figuras:Cambridge Technology

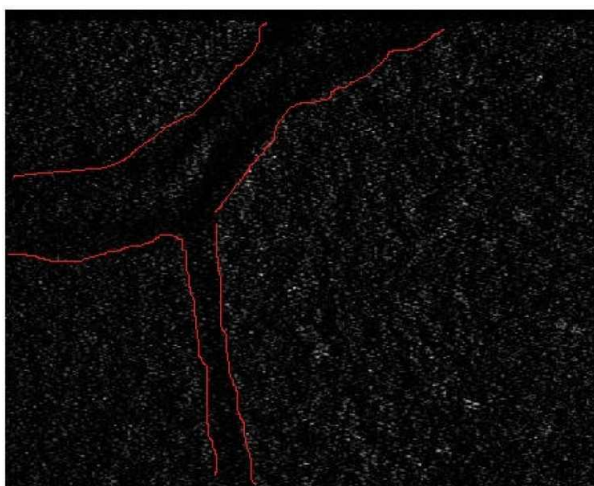
Aquisição de Sinais: A aquisição de frames no sistema foi feita através da placa de video (Matrox Solios ex/XA) que permite a entrada dos sinais de sincronização Hsync e Vsync gerados pela oscilação dos scanners e o sinal da intensidade da luz refletida da retina no fotomultiplicadora (PMT). A placa de aquisição gerou imagens com 1024 x 476 pixels e sua taxa de aquisição de pixels foi de aproximadamente 12MHz, habilitando o sistema a fazer videos da retina em tempo real, com a taxa de imagens por segundo (fps) definida pela frequência da varredura vertical .

Deteção do sinal: A luz refletida da retina foi coletada pelo próprio sistema oftalmoscópico e focalizada no pinhole (75 μ m), eliminando assim as reflexões espúrias provenientes de outras camadas da retina. A luz que passa pelo pinhole foi detectada por um fotodetector de fotoavalanche (PMT Hamamatsu H12056series), gerando um sinal eletrônico cuja a intensidade foi proporcional a quantidade da luz refletida. Este sinal foi amplificado através de um pré-amplificador (Preamplifier SR445A Stanford Research Systems) antes de ser enviado para o Frame Grabber.

Resultados

As primeiras imagens "in vivo" foram obtidas para o paciente FRPS (35 anos, retina saudável), fazendo imagens em tempo real (20 fps) de uma determinada área da retina representada na figura 55. A amplitude dos scanners foi ajustada para uma área de 1,5cm x 1cm nos espelhos côncavos o que correspondeu a uma área de 1,5mm x 1mm na retina.

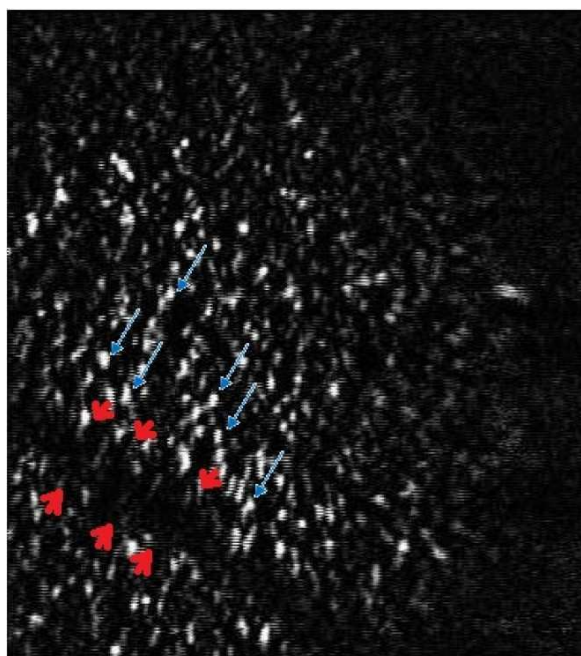
Figura 55 — Imagem de uma veia sanguínea obtida pelo sistema SLO LOBI-UFPE. A linha vermelha indica o contorno da veia sanguínea na figura.



Fonte: próprio autor, 2020.

Diminuindo a amplitude da varredura horizontal no espelhos (1cm x 1cm), para reduzir assim a amplitude da varredura na retina (1mm x 1mm), obtivemos uma imagem onde se visualiza os cones fotorreceptores do tecido da retina (figura 56). A presença de cones fotorreceptores é indicada no *frame* (quadro) pela grande concentração de pontos (aglomerados de pixels) brancos próximos a uma veia sanguínea. Os cones se tornam mais nítidos a medida que o sistema consegue acoplar mais luz dentro da estrutura interna dos cones, a qual pode ser comparada a estrutura de um guia de onda (ROORDA e WILLIAMS, 2002).

Figura 56 —Imagem do tecido da retina obtida pelo SLO LOBI-UFPE. As setas azuis indicam a presença de cones fotorreceptores e as setas vermelhas indicam a presença de veia sanguínea nesta região da retina.



Fonte: próprio autor, 2020.

A partir das imagens obtidas, ficou evidente a capacidade do sistema montado em realizar imagem da retina, resolvendo os cones fotorreceptores. Apesar de não sabermos ao certo que região da retina está iluminada na imagem da figura 56, acreditamos que a mesma localiza-se na parafóvea superior da retina humana (cones com dimensões de 10- 30 μ m), dado que foi possível facilmente resolver os cones sem a necessidade do uso de óptica adaptativa(AO).

APÊNDICE B :GERAÇÃO DO MODELO CLASSIFICADOR VIA SOFTWARE MATLAB (2019a)

Código para geração da matriz de banco de imagens

```

clc;

Newmatriximag=[];

Newmatrixabs=[];

Newmatrixreal=[];

Newline=[];

Newmatrixparcial=[];

Newmatrixfinal=[];

response=[];

response2=[];

mediafinal=[];

valid=[];

rate=[];

tic;

s = 'abcdefghijklmnopqrstuvwxyz';

srcFiles = dir('C:\'nome do arquivo'.avi');

[nvideo,coluna]=size(srcFiles);

for vd = 1:nvideo;

video = VideoReader(strcat('C:\...\', srcFiles(vd).name));

videoframes = read(video);

for fig = 1:200;

focusedimage = videoframes(:, :, :, fig);

focusedimage= double(rgb2gray(focusedimage))/256;

aberrimgefft = (focusedimage);

```

```

aberrimgefft = fft2(aberrimgefft);
aberrimgefft=fftshift(aberrimgefft);
aberrimgefft=aberrimgefft.*conj(aberrimgefft);
aberrimgefftmod=log(aberrimgefft+1);
aberrimgefftmod=aberrimgefftmod/max(max(aberrimgefftmod));
aberrimgefftmod=imresize(aberrimgefftmod,[160 160]);
[line,col]=size(aberrimgefftmod);
for linha=1:line
    Aberlinha=aberrimgefftmod(linha,:);
    Newmatrixreal=horzcat(Newmatrixreal,Aberlinha);
end
Newmatrixparcial=vertcat(Newmatrixparcial,Newmatrixreal);
response= vertcat(response,[s(1,vd),",",video.Name(1:end-4)]);
    Newmatrixreal=[];Newmatriximag=[];
Newmatrixabs=[];
Newline=[];
vd fig
video.Name
end
Newmatrixfinal=vertcat(Newmatrixfinal,Newmatrixparcial); Newmatrixparcial=[];
end
Aberimage=array2table(Newmatrixfinal);
Aberimage.classe = categorical(response); toc;
toc/60

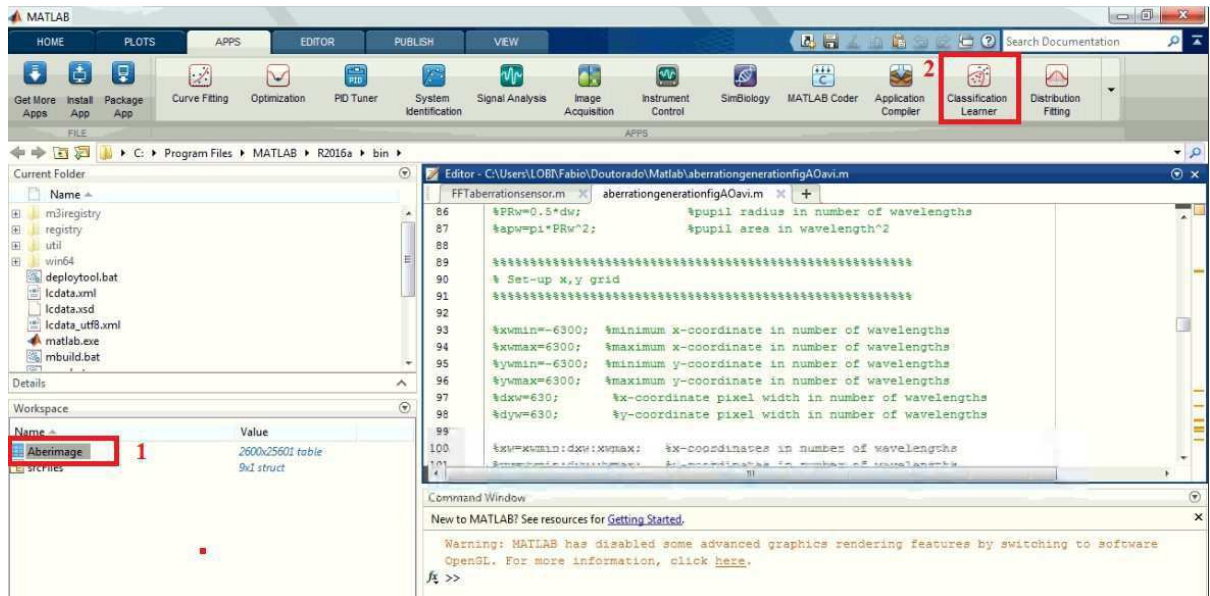
```

Uso da ferramenta Classification Learner para treinamento do modelo classificador

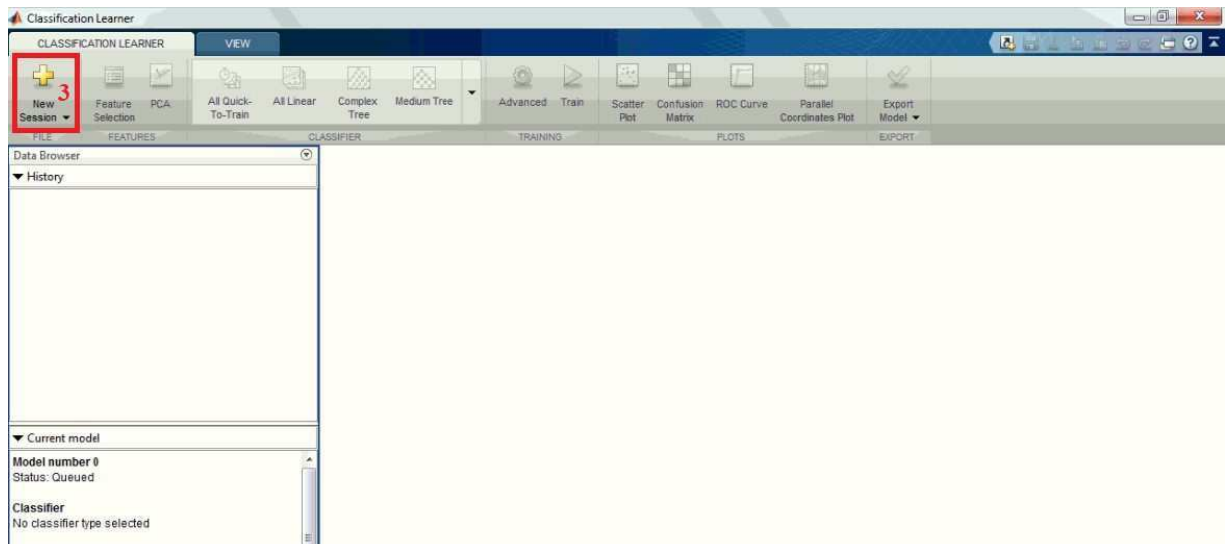
ETAPAS:

1-Matriz de banco de imagens gerada após execução da rotina.

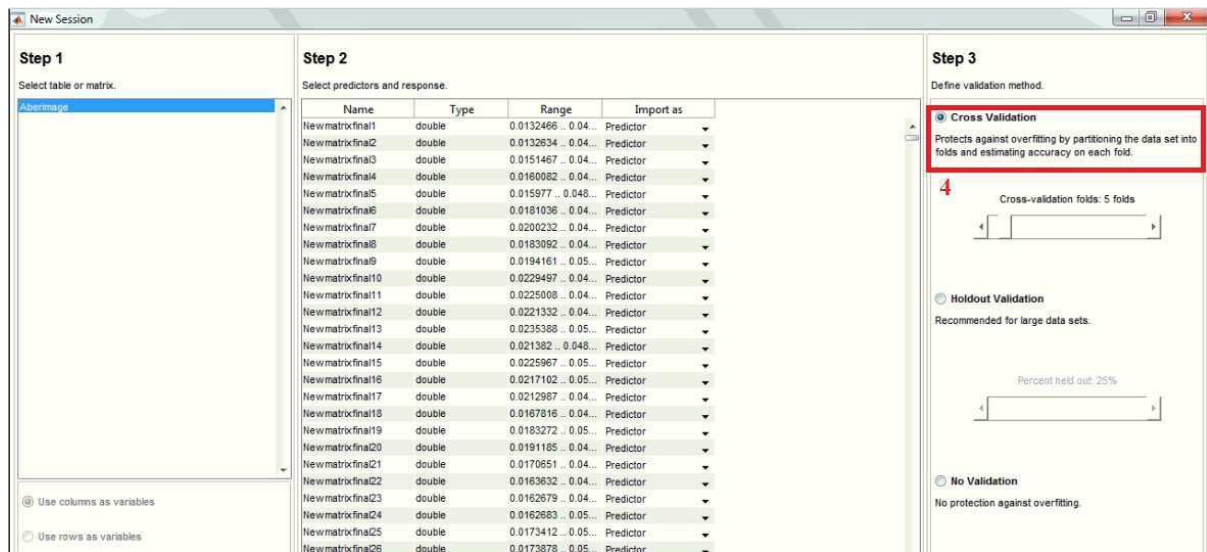
2-clicar na ferramenta Classification Learner.



3- Iniciar nova sessão de treinamento.



4- Escolha do método de validação



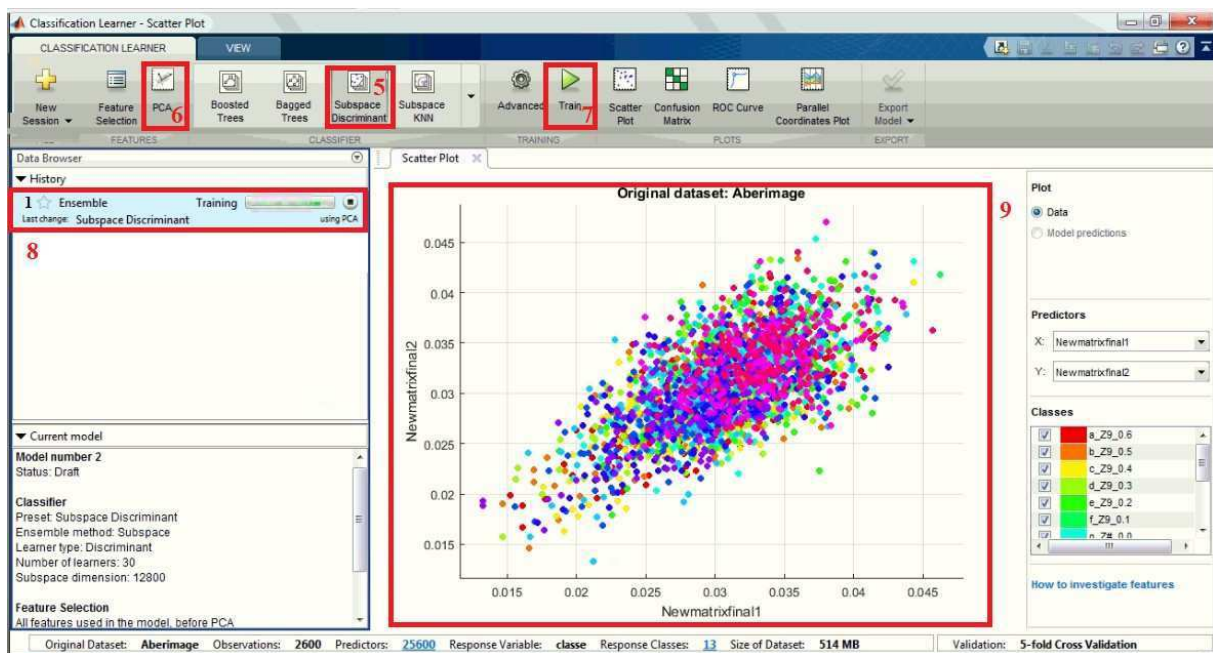
5-Escolha do modelo classificador que irá ser treinado.

6- Escolha do uso da técnica PCA durante otreinamento.

7- Iniciar o treinamento.

8-Informações sobre o classificador e status do treinamento

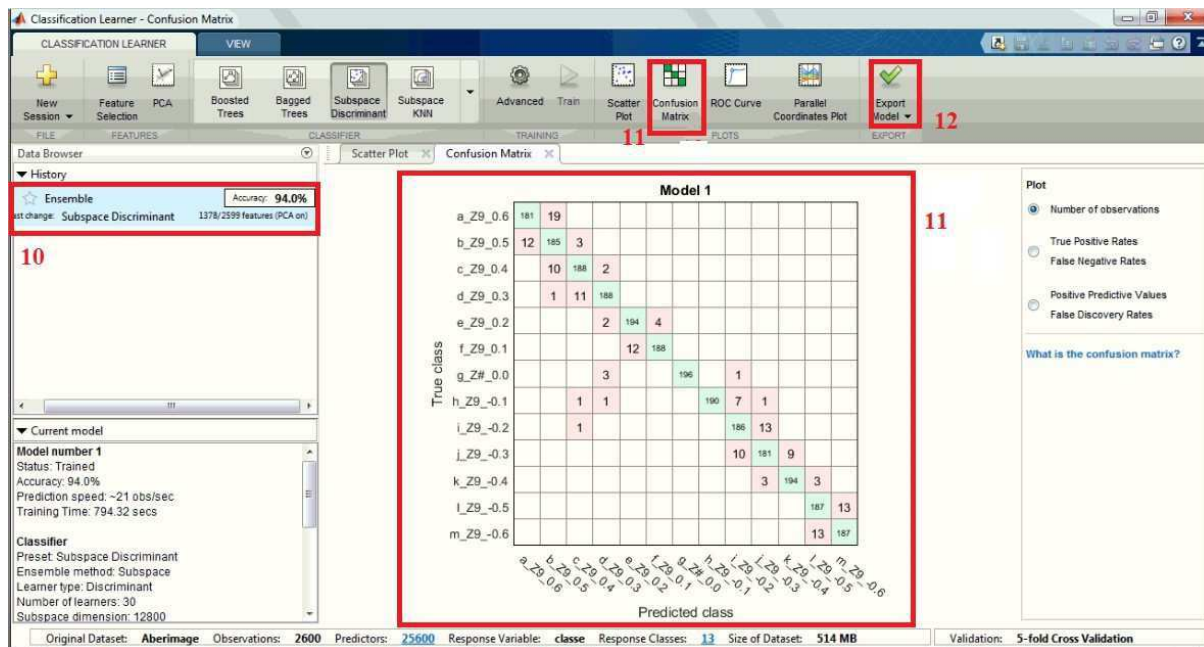
9-Gráfico de espalhamento (scatter plot).



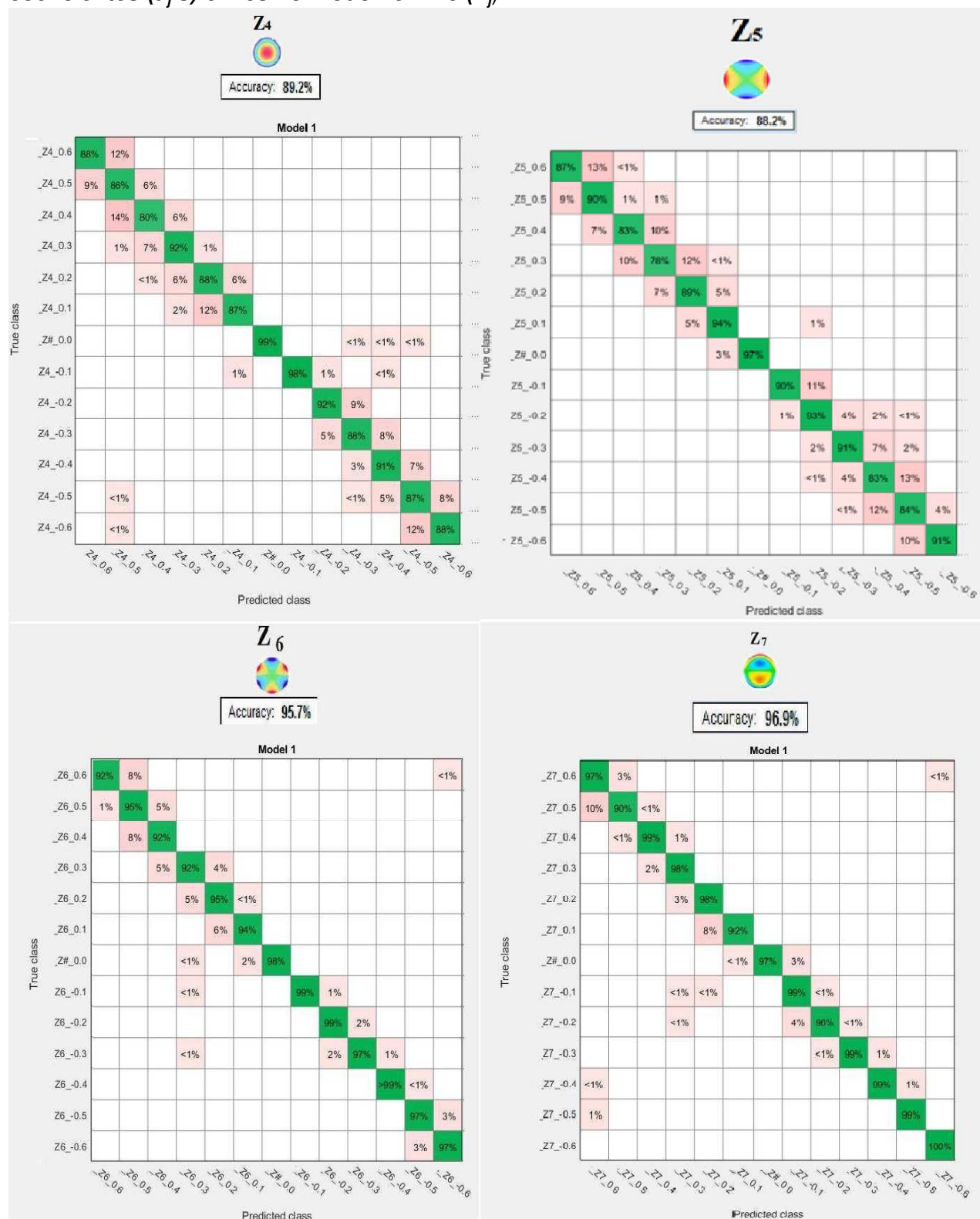
10-Informação sobre a taxa de acurácia do classificador treinado.

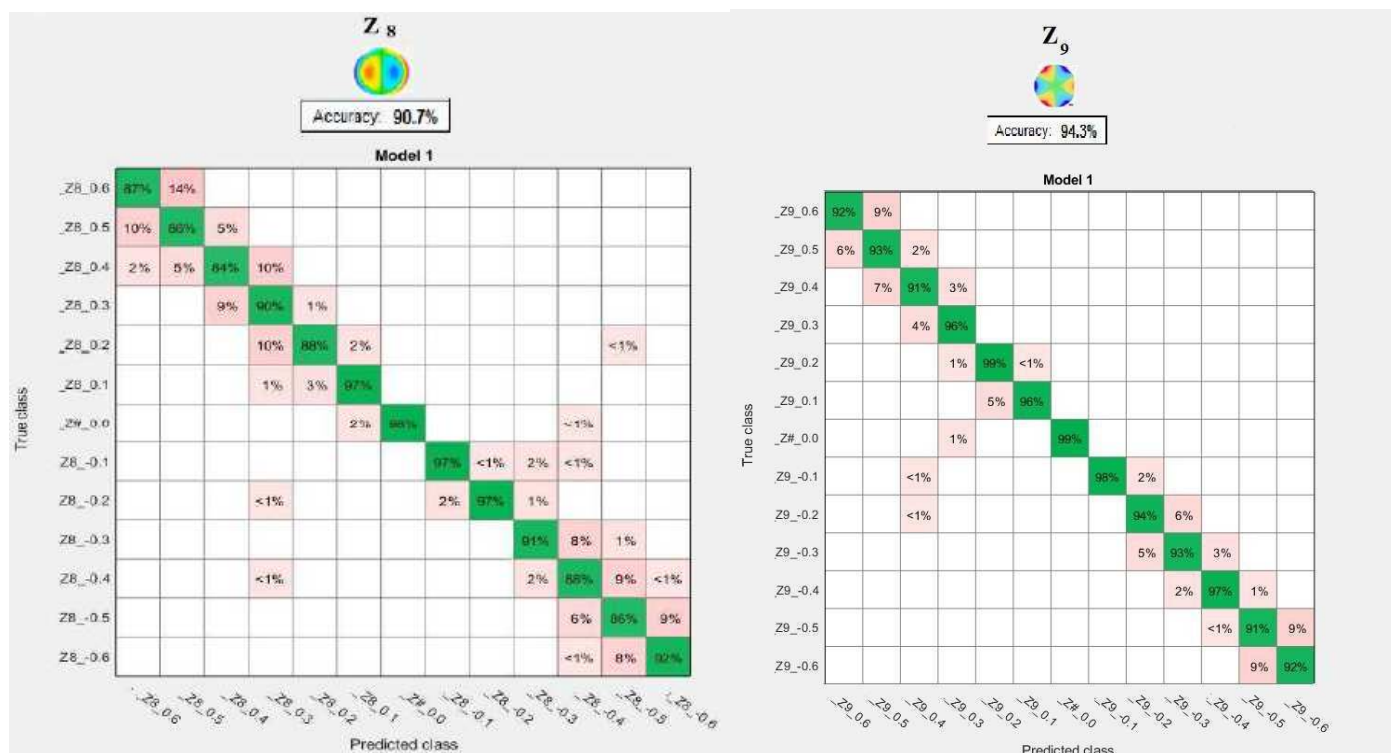
11-Matriz de confusão.

12-Exportação do código do modelo classificador.

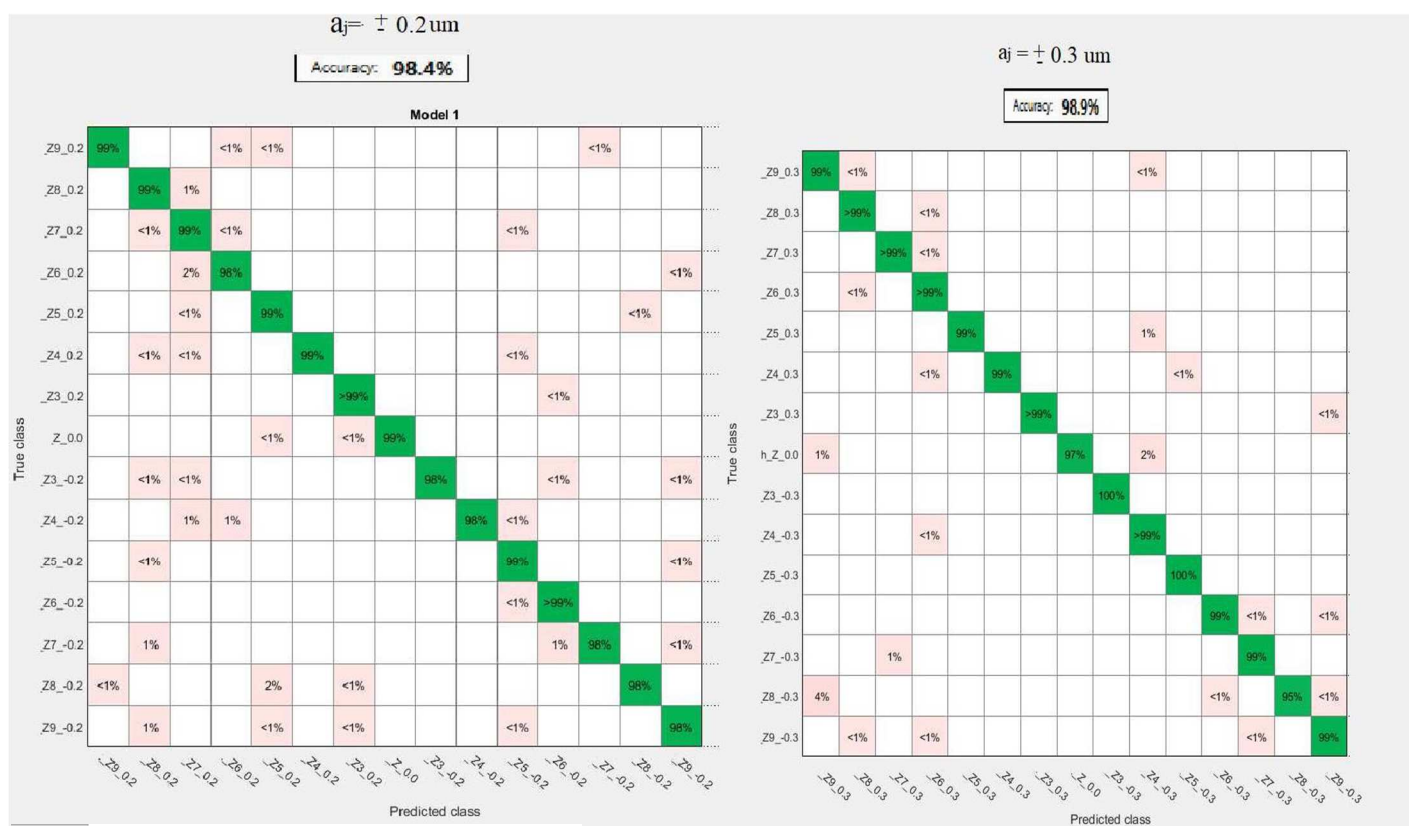


Demais matrizes de confusão p/ estudo de caso 1: Aberrações com diferentes coeficientes (a_j 's) e mesmo modo Zernike (Z_j).





Demais matrizes de confusão p/ o estudo de caso 2: Aberrações com diferentes modos Zernikes (Z_j) e mesmo coeficiente (a_j):

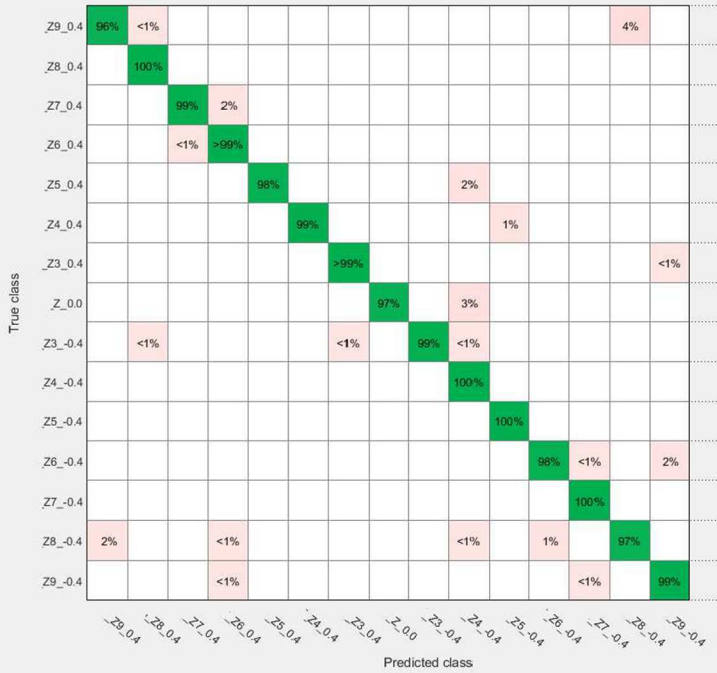


% de imagens corretamente classificadas

% de imagens erroneamente classificadas

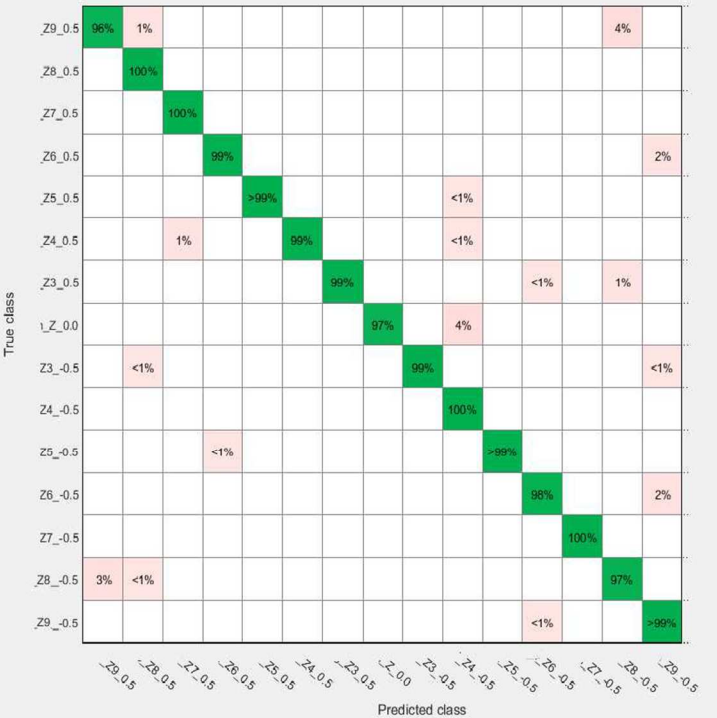
$a_j = \pm 0.4 \mu m$

Accuracy: **98.6%**



$a_j = \pm 0.5 \mu m$

Accuracy: **98.7%**



$a_j = \pm 0.6 \mu m$

Accuracy: **98.8%**



% de imagens corretamente classificadas

% de imagens erroneamente classificadas

APÊNDICE C: PRODUÇÃO BIBLIOGRÁFICA

Artigos publicados

-Fábio R. P. dos Santos, Denise Valente, R. E. de Araujo, and Diego Rativa. Exploring adaptive optics on focus-scan for nonlinear materials characterization. Review of Scientific Instruments , 90(3):033104, 2019

Resumos publicados em anais de congressos

-SANTOS, F. R. P. ; de Araujo, Renato E. . Power and Frequency Limits for Safety Operation of Scanning Laser Ophthalmoscopes. In: The Engineering in Medicine and Biology Conference - IEEE, 2015, Milão. EMBC 2015, 2015.

-SANTOS, Fábio Rodrigo Pereira dos; VOHNSEN, B. ; ARAUJO, R. E. . Parafo-vea cone-photoreceptor directionality analysis in scanning superluminescent diode ophthalmoscopy. In: Visual Physiological Optics, 2014, Wroclaw. Proceedings of the VII European/ I World Meeting in Visual and Physiological Optics VPOptics 2014, 2014.

Trabalhos apresentados

-SANTOS, Fábio Rodrigo Pereira dos; ARAUJO, R. E. ; MILLAN, D. J. R. . Exploring machine learning and fourier technique on the evaluation of optical aberration. XIII Simpósio de Lasers e suas Aplicações, 2019.

-SANTOS, Fábio Rodrigo Pereira dos; Valente, D ; ARAUJO, R. E. ; MILLAN, D. J.R. . Exploring adaptative optics on focus-scan for non-linear materials characterization. XIV Simpósio de Lasers e suas Aplicações, 2018.

Exploring adaptive optics on focus-scan for nonlinear materials characterization

Cite as: Rev. Sci. Instrum. **90**, 033104 (2019); <https://doi.org/10.1063/1.5080051>

Submitted: 05 November 2018 . Accepted: 26 February 2019 . Published Online: 18 March 2019

Fábio R. P. dos Santos , Denise Valente , R. E. de Araujo , and Diego Rativa 



View Online



Export Citation



CrossMark

ARTICLES YOU MAY BE INTERESTED IN

[Determine turntable coordinate system considering its non-orthogonality](#)

Review of Scientific Instruments **90**, 033704 (2019); <https://doi.org/10.1063/1.5084799>

[Capacitive sensor for fast pulsed voltage monitor in transmission line](#)

Review of Scientific Instruments **90**, 035107 (2019); <https://doi.org/10.1063/1.5050276>

[Improved gating device of time-of-flight ion mass analyzer for ion sources](#)

Review of Scientific Instruments **90**, 033305 (2019); <https://doi.org/10.1063/1.5088576>



JANIS

Janis Dilution Refrigerators & Helium-3 Cryostats for Sub-Kelvin SPM

Click here for more info www.janis.com/UHV-ULT-SPM.aspx

Exploring adaptive optics on focus-scan for nonlinear materials characterization

Cite as: Rev. Sci. Instrum. 90, 033104 (2019); doi: 10.1063/1.5080051

Submitted: 5 November 2018 • Accepted: 26 February 2019 •

Published Online: 18 March 2019



Fábio R. P. dos Santos,¹ Denise Valente,² R. E. de Araujo,¹ and Diego Rativa^{2,3,a)}

AFFILIATIONS

¹Laboratory of Biomedical Optics and Imaging, Federal University of Pernambuco, Recife, Brazil

²Institute of Technological Innovation, University of Pernambuco, Recife, Brazil

³Applied Physics Program, Federal Rural University of Pernambuco, Recife, Brazil

^{a)}Also at Polytechnic School of Pernambuco, Recife, Brazil. **Electronic mail:** diego.rativa@poli.br.

ABSTRACT

Z-scan is a well-established technique used to measure the nonlinear refractive index and absorption coefficient of thin and transparent materials. The method requires the displacement of the sample along the focus of a laser beam. Therefore, the Z-scan is not suitable for experiments where the sample cannot be axially translated. Here, we explore a deformable mirror to create controllable defocus aberrations, translating the focus of the beam through the sample, alternatively to the sample displacement. The technique is based on time behavior analysis of the light beam transmitted by the nonlinear sample, at different defocus configurations. The method is validated by measuring reference samples (CS_2 and SiO_2) and comparing them with the conventional Z-scan technique.

Published under license by AIP Publishing. <https://doi.org/10.1063/1.5080051>

I. INTRODUCTION

Nonlinear optics effects are manifested by changes in the optical properties of materials as the intensity of the incident light is increased leading to different laser-material interactions such as multiphoton absorption, multiphoton fluorescence, frequency mixing processes, and self-focusing/defocusing light.¹ Those effects may be observed in a variety of different materials including crystals, organic molecules, semiconductors, nanofluid, and colloids.^{1–5}

Different approaches, such as nonlinear interferometry,⁶ Kerr-gate,^{7,8} and exploring wavefront sensors,⁹ have been used to measure the nonlinear refractive index, n_2 . However, the Z-scan technique became the established method to measure the nonlinear refractive indices of thin and transparent materials due to its simplicity and high sensitivity.¹⁰ The Z-scan measurements are performed by translating the sample through the beam waist of a focused Gaussian laser beam and analyzing the transmitted light as a function of the sample position.¹⁰ A closed aperture in front of the detector allows the identification of wavefront distortions due to self-focus/defocus effects created by the nonlinear refractive index of the studied material. In turn, an open aperture in front of the detector is used to determine the nonlinear absorption coefficient, α_2 .

In the case of non-Gaussian beams, Bridges *et al.* proposed the use of a reference sample where the measurements are obtained by comparison with a reference sample.¹¹ Several other variations of the Z-scan technique have been demonstrated, such as two-color,¹² reflection,¹³ eclipsing,¹⁴ time-resolved,³ and thermally managed Z-scan.¹⁵

Lasers with high repetition rates can introduce cumulative thermo-optical effects,¹ well-known as a transient thermal lens, commonly inducing negative n_2 values in the Z-scan measurements. Gnoli *et al.*¹⁶ showed that it is possible to infer the fast nonlinear optical responses of the sample by analyzing the time evolution of the thermal contribution to the sample's transmittance on a modified Z-scan setup.^{15–18}

The shortcoming of the Z-scan occurs in experiments that require the use of external systems such as an oven and an electric or magnetic source, which demand a fixed sample position. Kolkowski and Samoc¹⁹ suggested a modified Z-scan technique that uses a focus-tunable lens to scan the focus position of the incident laser beam, instead of sample displacement. Alternatively, it could also be performed with a usual lens in a translation stage. However, those methods require a calibration procedure based on each defocus configuration (without a sample) to compensate intensity changes due

to variations of the beam diameter, overloading the data processing and the duration of the experiment considerably.

An alternative solution to control the wavefront of the incident beam is to use active optical devices such as Deformable Mirrors (DMs), usually explored as the active part of adaptive optics (AO) systems. Deformable mirrors can correct or introduce distortions of an incoming wavefront by controllably shaping its surface. DMs are broadly implemented in different fields such as astronomy,²⁰ retinal imaging,^{21,22} and wavefront sensing studies.²³

In this work, we propose to explore a DM on a modified Z-scan system, creating well-defined defocus aberrations, which scan the focus (focus scan or F-scan) of the beam axially through the sample. Conjugation of the DM with the closed aperture allows the analysis of transparent samples in a fixed position and avoids time-consuming calibration procedures. The method has been proved to measure the nonlinear refractive index of CS₂ and SiO₂, usually explored as reference samples on the Z-scan technique.

II. EXPERIMENTAL SETUP

A. Illumination and aberration control

The setup is schematically represented in Fig. 1. A Chameleon Ti-sapphire laser at 800 nm, delivering pulses at 76 MHz with 75 fs pulse duration, was used as a light source. A telescope (L₁ = 5 cm, L₂ = 10 cm) expands the laser beam to 2.5 mm to match the area of the Boston Micromachines deformable mirror (12 × 12 actuator array, 3.5 μm maximum stroke). The Deformable Mirror (DM) operates in a closed loop with a Hartmann-Shack wavefront sensor (HS) (Thorlabs AO Kit) to control the wavefront of the incident beam. A second telescope (L₃ = 7.5 cm, L₄ = 7.5 cm) was used to propagate the DM image (P) to the HS.

An optical chopper (Ch) was placed at the focus of lens L₅ = 3.5 cm (composing a telescope with the lens L₆ = 5 cm), modulating the illumination of the sample, with an illumination interval of 1 ms and a dark interval (cool down) of 20 ms, corresponding to a 0.5% duty cycle, with a chopper opening time of around 25 μs.

The modulation allows the analysis of the time evolution of thermo-optical effects in the sample.¹⁶

B. F-scan setup

A third telescope composed by lenses L₇ (10 cm) and L₈ (25 cm) conjugates the DM plane (P) to the plane of a finite aperture A (P'). In this way, the measured light intensity would not be affected by the axial or transversal shifts of the focused beam, introduced by the DM (without a sample).

The aperture A given by an iris with a radius of 1.0 mm corresponds to an aperture transmittance of S = 0.1. Also, a Beam Splitter (BS) was placed before A, allowing the measurement of non-linear absorption coefficients. The lenses L₉ and L₁₀ (20 cm) focus the transmitted light on the silicon photo-detectors PD₁ and PD₂.

The sample was placed at the focus of L₇, where the beam waist is ω₀ = 15 μm and the power of the beam just before the sample is 430 mW.

III. F-SCAN METHOD

Unlike the conventional Z-scan, in the F-scan method, the beam waist of a focused beam can be translated axially by focal-shifts introduced by controlled defocus aberrations, while the sample is kept in a fixed position, as shown in Figs. 1(b-II) and 1(b-III). Initially, the wavefront aberrations of the laser beam are corrected by the AO system and the sample located at the focus position. Posteriorly, z-shifts of the beam focus are generated by adding defocus aberrations to the corrected wavefront. The relation between defocus aberrations (defocus Zernike coefficient, c₄) and Z-shifts is given by²⁴

$$c_4 = \frac{W^2 z}{16\sqrt{3}f^2}, \quad (1)$$

where W is the beam diameter before lens L₇, f is the focal lens, z is the focus-shift, and c₄ is expressed in micrometers. Therefore, analogous to the Z-scan method where the normalized transmittance is analyzed at different sample positions, in the F-scan technique, the

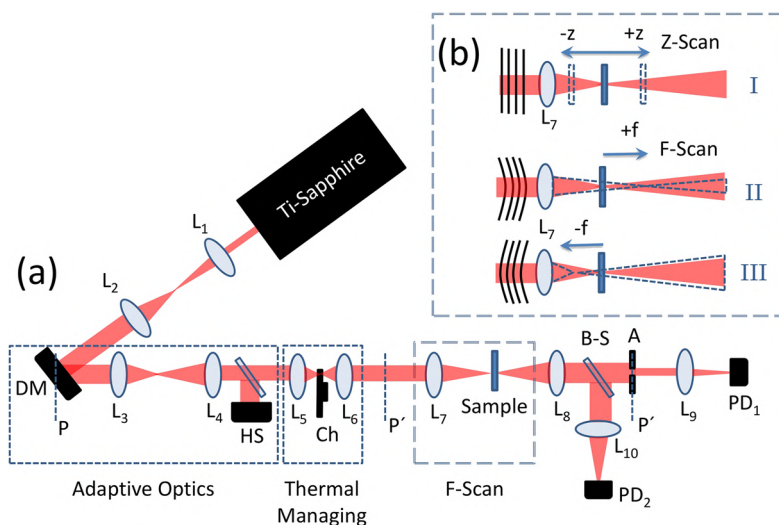


FIG. 1. (a) Focus-scan setup: the deformable mirror creates controlled defocus aberrations to allow focus scanning through the sample. (b) Z-scan (I) and F-scan (II-III) mechanisms.

normalized transmittance is examined at different focus positions with a fixed sample position ($z = 0$).

The instantaneous normalized transmittance can be estimated by analyzing the time evolution of the thermal contribution and extrapolating the fitting curve to $t = 0$ s (without thermal contributions).¹⁶ The non-thermal nonlinear refractive index of the sample is obtained by evaluating the instantaneous normalized transmittance with different defocus Zernike coefficient values.

A. Validation and discussion

Measurements of the nonlinear properties of CS₂ embedded in a quartz cuvette with a length of $L = 2$ mm were performed using the proposed F-scan method, and the results were compared with the conventional Z-scan.

The normalized transmittance values obtained by the F-scan setup and using the Z-scan method are presented in Figs. 2(a) and 2(b), respectively, for $t = 800$ μ s and $t = 0$ s. In the case of the F-scan curve (a), the normalized Z-position (z/z_0) has been calculated using Eq. (1), allowing direct comparison with the conventional Z-scan curves (b). The F-scan and Z-scan curves for the closed-aperture configuration for both methods are equivalent, as well as the normalized transmittance for a configuration without the sample is not affected by the axial shifts of the focused beam.

As expected for small phase distortions ($\Delta\phi_0$), the peak and valley occurs at $\approx 0.85z_0$ (or $c_4 = -0.05$ μ m and $c_4 = 0.05$ μ m, for F-scan configuration). Therefore, the peak-valley transmittance variation and its relation with n_2 can be given by¹⁰

$$\Delta T_{p-v} = 0.406(1 - S)^{0.25} |\Delta\phi_0|, \quad (2)$$

$$\Delta\phi_0 = \frac{2\pi}{\lambda} n_2 I_0 L_{\text{eff}},$$

where I_0 is the beam intensity at focus, $L_{\text{eff}} = 1 - e^{-\alpha L}$ is the effective length, and α is the linear absorption coefficient. The instantaneous nonlinear index of refraction value obtained was $n_2 = 2.2 \pm 0.1 \times 10^{-15}$ (cm²/W) with both methods, in agreement with the reported values.^{15,25}

In Figs. 2(c) and 2(d), the temporal evolution of the normalized transmittance is presented for prefocal and postfocal sample positions using the F-scan (c) and the Z-scan (b) methods, and the solid lines are the theoretical fitting exploring the time evolution of the thermal contribution.¹⁶ The instantaneous ($t = 0$ s) nonlinear optical response of the CS₂ ($t = 0$ s) has a positive self-focus value, while at times longer than 230 s the thermal accumulative effect induces an effective self-defocus effect.

The F-scan technique was also evaluated by analyzing the nonlinear optical properties of a SiO₂ sample (1.0 mm thickness). Different from the results obtained previously with the CS₂ sample, Figs. 3(c) and 3(d) reveal a weak thermal lens contribution on the transmitted intensity through the SiO₂ sample, at $z/z_0 = 1$ and -1 for Z-scan, as well as $c_4 = -0.05$ μ m and $c_4 = 0.05$ μ m for F-scan.

Moreover, Figs. 3(a) and 3(b) reveal the instantaneous normalized transmittance for the SiO₂ sample measured with the F-scan (a) and Z-scan (b) setup, respectively. There is a small positive contribution of the thermal lens, as shown in Figs. 3(c) and 3(d). This is due to the large thermal conductivity of the SiO₂ such that the signal profile shown does not change drastically for any temporal delay. Following the thermal-managing method, we have obtained the thermal characteristics of the SiO₂ similar to that reported previously for our group.⁴ The peak-valley transmittance variation at $t = 0$ s was about $\Delta T_{p-v} = 0.018 \pm 0.002$. Therefore, the measured non-thermal refractive index of the SiO₂ sample was $n_2 = 1.2 \pm 0.1 \times 10^{-15}$ (cm²/W) for F-scan and $n_2 = 1.1 \pm 0.1 \times 10^{-15}$ (cm²/W) for conventional Z-scan.

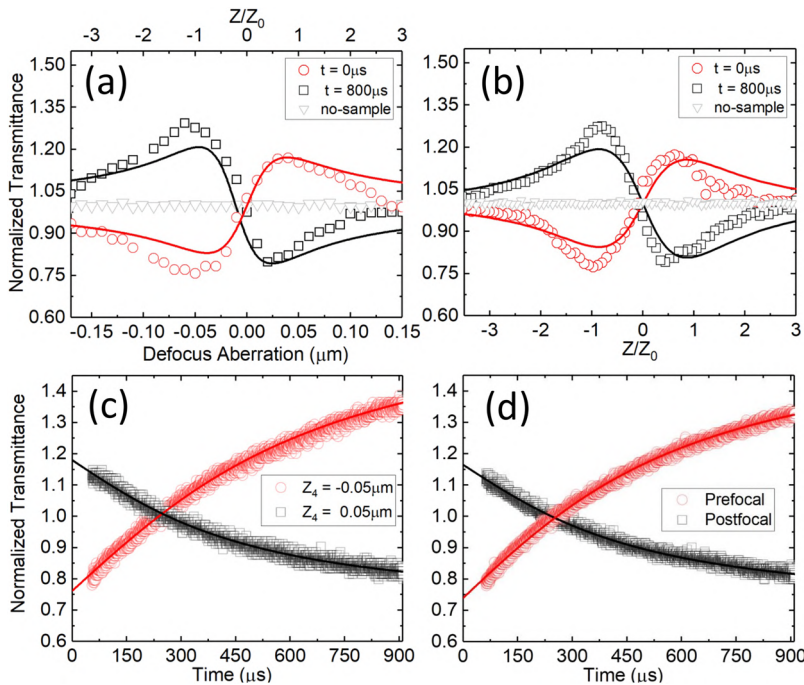


FIG. 2. Inferred closed-aperture F-scan (a) and Z-scan (b) normalized transmittance curves for $t = 0$ s and $t = 800$ μ s. Temporal evolution of the normalized transmittance for a 2 mm thick CS₂ cell, with $c_4 = -0.05$ μ m and $c_4 = 0.05$ μ m aberration values (c) and at the prefocal and postfocal z positions (d). The normalized transmittance curves are not affected by the axial shifts of the focused beam (no-sample).

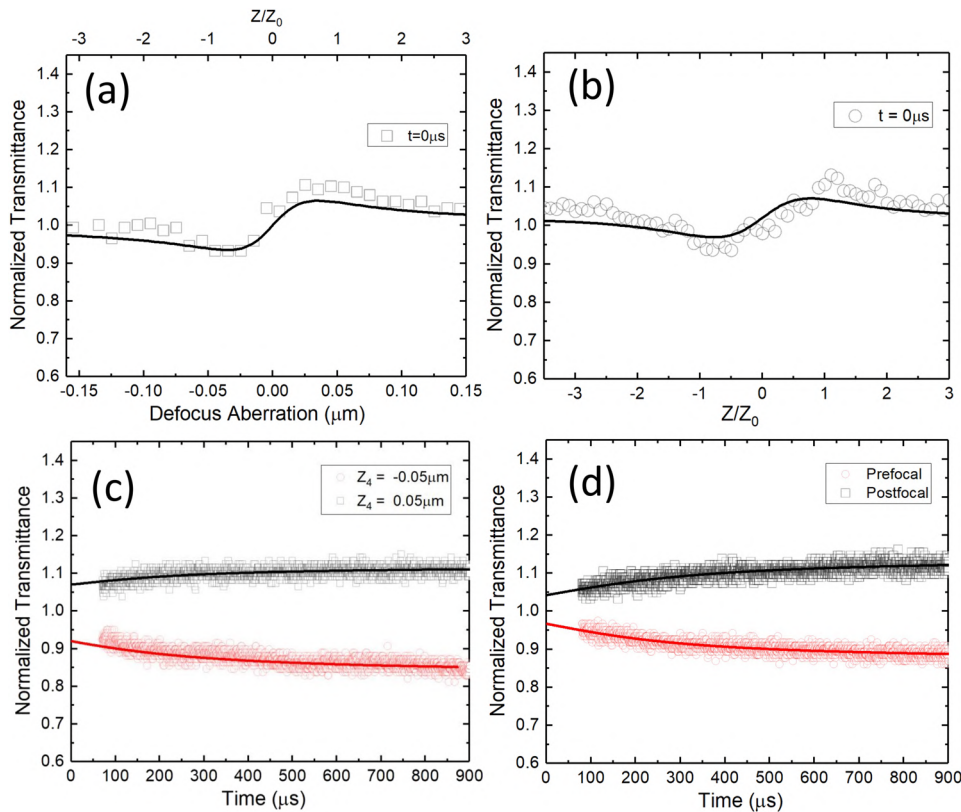


FIG. 3. Inferred closed-aperture F-scan (a) and Z-scan (b) normalized transmittance curves for $t = 0$ s. Temporal evolutions of the normalized transmittance for a 1.0 mm thick SiO_2 sample, with $c_4 = -0.05 \mu\text{m}$ and $c_4 = 0.05 \mu\text{m}$ aberration values (c) and at the prefocal and postfocal z positions (d).

Similar to the Z-scan setup, the F-scan method also allows the determination of nonlinear absorption coefficient, by measuring the light intensity on the photodetector PD2 (Fig. 1). Figure 4 shows the normalized transmission behavior due to the nonlinear absorption observed on the F-scan setup. The F-scan open-aperture curve (a) resembles the Z-scan open-aperture curve (c) of a 2 mm thick CS_2 cell, as well as a 1 mm thick SiO_2 plate [(b) and (d)]. The nonlinear absorption coefficients obtained for CS_2 were $\alpha_2 = 1.6 \pm 0.3 \times 10^{-11}$ (cm/W), using the F-scan technique, and $\alpha_2 = 1.5 \pm 0.3 \times 10^{-11}$ (cm/W), exploring the conventional Z-scan setup, in agreement with previously reported values.¹⁶

An analogous approach to the F-scan method presented here could still be implemented replacing the deformable mirror by a tunable lens at the pupil position P, without loss of generality.

The use of F-scan with a deformable mirror could be extended on the analysis of non-homogeneous samples. A combination of Zernike aberrations induced by DM could tilt the laser beam introducing small lateral shifts of the focus center location, allowing sample (X-Y) scan, and therefore mapping the non-homogeneous nonlinearities of the sample or simply finding a low scattering sample region to perform the optical measurement (without moving the sample).

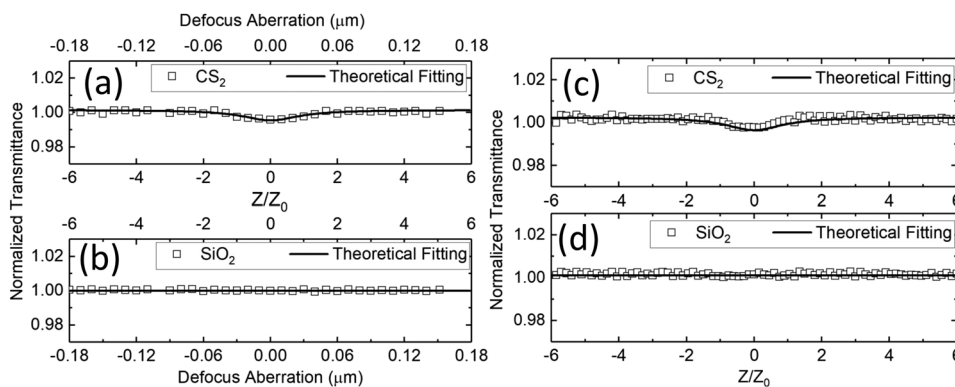


FIG. 4. Open-aperture F-scan (left) and Z-scan (right) normalized transmittance curves of CS_2 [(a) and (c)] and SiO_2 [(b) and (d)].

IV. CONCLUSION

We have presented focus-scan measurements carried out with a deformable mirror based on a controllable defocus aberration that translates the focus of the beam through the sample, alternately to a sample displacement. The F-scan curves resemble the Z-scan curve profile of CS₂ and SiO₂, which are usually explored as reference samples. The results confirm the effectiveness of the procedure. We show that this method provides a reliable alternative to non-linear optical measurements in which it is necessary to maintain the sample in a fixed position. Moreover, with combined Zernike aberrations (tip, tilt, and defocus), the method could be extended to allow transversal sample scan, mapping sample inhomogeneities.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors wish to thank the Brazilian agencies CNPq, CAPES, and Fundação de Amparo à Ciência e Tecnologia do Estado de Pernambuco (FACEPE), the National Institute of Photonics (INFo), and Polytechnic School of Pernambuco–University of Pernambuco (POLI-UPE).

REFERENCES

- ¹R. W. Boyd, *Nonlinear Optics* (Elsevier, 2003).
- ²C. Bosshard, J. Hulliger, M. Florsheimer, and P. Gunter, *Organic Nonlinear Optical Materials* (CRC Press, 2001).
- ³J. Wang, M. Sheik-Bahae, A. Said, D. J. Hagan, and E. W. Van Stryland, *J. Opt. Soc. Am. B* **11**, 1009 (1994).
- ⁴D. Rativa, R. de Araujo, and A. Gomes, *Opt. Express* **16**, 19244 (2008).
- ⁵J. Zyss, *Molecular Nonlinear Optics: Materials, Physics, and Devices* (Academic Press, 2013).
- ⁶C. B. De Araújo, A. S. Gomes, and G. Boudebs, *Rep. Prog. Phys.* **79**, 036401 (2016).
- ⁷J. Kerr, *London, Edinburgh, Dublin Philos. Mag. J. Sci.* **50**, 337 (1875).
- ⁸F. Reynaud, F. Salin, and A. Barthelemy, *Opt. Lett.* **14**, 275 (1989).
- ⁹D. Rativa, R. De Araujo, A. Gomes, and B. Vohnsen, *Opt. Express* **17**, 22047 (2009).
- ¹⁰M. Sheik-Bahae, A. A. Said, T.-H. Wei, D. J. Hagan, and E. W. Van Stryland, *IEEE J. Quantum Electron.* **26**, 760 (1990).
- ¹¹R. E. Bridges, G. L. Fischer, and R. W. Boyd, *Opt. Lett.* **20**, 1821 (1995).
- ¹²M. Sheik-Bahae, J. Wang, R. DeSalvo, D. Hagan, and E. Van Stryland, *Opt. Lett.* **17**, 258 (1992).
- ¹³D. Petrov, A. Gomes, and C. B. De Araújo, *Appl. Phys. Lett.* **65**, 1067 (1994).
- ¹⁴T. Xia, D. Hagan, M. Sheik-Bahae, and E. Van Stryland, *Opt. Lett.* **19**, 317 (1994).
- ¹⁵M. Falconieri, *J. Opt. A: Pure Appl. Opt.* **1**, 662 (1999).
- ¹⁶A. Gnoli, L. Razzari, and M. Righini, *Opt. Express* **13**, 7976 (2005).
- ¹⁷M. Falconieri and G. Salvetti, *Appl. Phys. B* **69**, 133 (1999).
- ¹⁸A. Gomes, E. Falcão Filho, C. B. de Araújo, D. Rativa, and R. de Araujo, *Opt. Express* **15**, 1712 (2007).
- ¹⁹R. Kolkowski and M. Samoc, *J. Opt.* **16**, 125202 (2014).
- ²⁰D. Malacara, *Optical Shop Testing* (John Wiley & Sons, 2007).
- ²¹B. Vohnsen and D. Rativa, *Biomed. Opt. Express* **2**, 1597 (2011).
- ²²D. Rativa and B. Vohnsen, *Biomed. Opt. Express* **2**, 1423 (2011).
- ²³D. Valente, D. Rativa, and B. Vohnsen, *Opt. Express* **23**, 13005 (2015).
- ²⁴J. Porter, H. Queener, J. Lin, K. Thorn, and A. A. Awwal, *Adaptive Optics for Vision Science: Principles, Practices, Design, and Applications* (John Wiley & Sons, 2006), Vol. 171.
- ²⁵S. Couris, M. Renard, O. Faucher, B. Lavorel, R. Chaux, E. Koudoumas, and X. Michaut, *Chem. Phys. Lett.* **369**, 318 (2003).

Power and frequency limits for safety operation of Scanning Laser Ophthalmoscopes

Fábio R.P.dos Santos and Renato E. de Araujo

Abstract— This paper discusses about the power and frequency limits in Scanning Laser Ophthalmoscope (SLO) operation. We demonstrated that commercial and non-commercial SLOs investigated in this paper are safety for patient's eye.

I. INTRODUCTION

Scanning laser ophthalmoscope (SLO) provides bidimensional image of retinal human tissue using two-dimensional scanning laser system. However, possible damages to the retina can occurs if the eye incident power is not according with Maximum Permissible Exposure (MPE) at pupil during scanning process. The relation MPE and exposure time allowed for a certain wavelength obtained in ref [1] give us a possibility to find a limit curve power versus scan time defining a region in which the commercial and non commercial SLOs can operate.

II. THEORY

Here we assume that illuminated retinal area scanned by SLO spot laser is an array of circles with diameter, d , equal to Airy disk diameter, where each array line has width D . In each Airy disk, the scan time t_{scan} (s) will be given according to eq(1)

$$t_{scan}(s) = (d/D) \cdot T_{scan} = (d/D) \cdot 1/(2 \cdot f_{scan}) \quad (1)$$

where T_{scan} (t) is time used by the horizontal scanner to scan

each array line and f_{scan} (Hz) the scanning frequency of horizontal scanner. The horizontal scanner correspond to the fast scanning axes on the SLO. For a given t_{scan} exist a limited light power, P_{max} , allowed to avoid local retinal damages. It defines a limit $P(W/cm^2)$ vs $t_{scan}(s)$ curve of SLO operation. Our expectation is that the commercial and non-commercial SLOs must have their powers and frequency values optimized in according this curve for a safety operation. The area above this curve will be forbidden to SLO operation.

III. RESULTS

Using the relation between MPE (W/cm^2) at pupil versus exposure time ($=t_{scan}(s)$) [1] and the values of $P_{density}$ (W/cm^2) at pupil, with 7mm, and f_{scan} used by commercial and non-commercial SLOs is possible to show that power density

used on SLOs are well below of the retina damage irradiation limits (figure1).

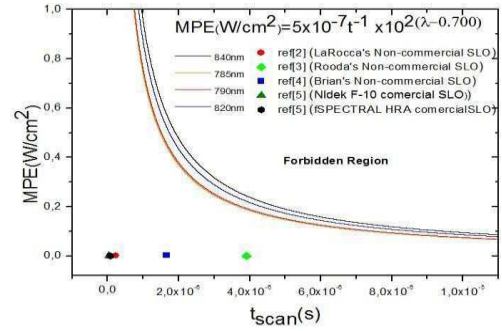


Figure 1. MPE (W/cm^2) vs t_{scan} for some commercial and non-commercial SLOs.

If analyze the $P_{density}$ operation for SLOs can find what would be maximum time, t_{max} , and the minimal frequency, f_{min} , of possible for this power, using eq(1). The Table I shows that f_{scan} and t_{scan} are within the allowable limits.

TABLE I. LIMITS FOR SCAN TIME AND SCAN FREQUENCY

ref	$P_{laser}(W)$	$P_{density}(W/cm^2)$	$t_{scan}(s)$	$f_{scan}(Hz)$	$t_{max}(s)$	$f_{min}(Hz)$
[2]	580μ	$1,5 \times 10^{-3}$	231ns	4k	634μs	1
[3]	380μ	$7,7 \times 10^{-4}$	312ns	16k	1,24ms	5
[4]	1m	$2,5 \times 10^{-3}$	1,66μs	12k	295 μs	34
[5] ^a	180μ	$4,67 \times 10^{-4}$	31ns	~6k	1,62ms	0,11
[5] ^b	200μ	$5,20 \times 10^{-4}$	78ns	~4k	1,67ms	0,18

^aNidek F-10 commercial SLO ^bSPECTRAL HRA commercial SLO

IV. CONCLUSION

It was possible to find a curve that describes the power and frequency limits for SLO operation. According results, we can say that commercial and non-commercial SLOs in this paper are operating without risks to the patient's retina.

REFERENCES

- [1] M.H. Heimez. *Laser-Tissue Interaction. Fundamentals and Applications*. 3rd Springer Berlin Heidelberg New York, 2007, ch 5.
- [2] LaRocca et al, "Optimization of confocal scanning laser ophthalmoscope design", Journal of Biomedical Optics. vol 18(7), 2013, 076015-1.
- [3] A. rooda et al, "Adaptive Optics Scanning Laser Ophthalmoscope using a Microelectro- mechanical (MEMS) Deformable Mirror", Proc. of SPIE Vol. 6138, 2006, 61380Z.
- [4] B.Vohnsen and D.Rativa, "Ultrasmall spot size scanning laser ophthalmoscopy", Biomed. Opt. Express. Vol 6.No 2, 2011, pp.1596-1609.
- [5] Michael K., Karl-Heinz D., Michael S.R. *Optical Devices in Ophthalmology and Optometry*, 2014 WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Boschstr. 12, 69469 Weinheim, Germany

*Research supported by CAPES and FINEP.

F.R.P. S. is with Electrical Engineering graduate program, Federal University of Pernambuco, Brazil (e-mail: fbiorodrigo@Yahoo.com.br).

R.E.A is with Federal University of Pernambuco, Brazil (e-mail: renato.earaujo@ufpe.br)

Parafovea cone photoreceptor directionality analysis in scanning superluminescent-diode ophthalmoscopy

Fábio R.P. dos Santos^{1,2*}, Renato E. Araujo², Brian Vohnsen¹

¹Advanced Optical Imaging Group, School of Physics, University College Dublin, Dublin 4, Ireland

²Departamento de Eletrônica e Sistemas, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brazil

*Corresponding author: fbiorodrigo@yahoo.com.br

Individual and ensemble averages of parafovea cone photoreceptors were imaged and directionality analysed using a linear pupil-sweep confocal scanning ophthalmoscope incorporating a superluminescent diode as source. The backscattered light intensity shows a pupil-dependent directionality when imaging cones that is in concordance with the Stiles-Crawford effect in bleached conditions for the dual light trajectory.

Keywords: Stiles-Crawford effect; photoreceptor directionality; superluminescent diode

1 INTRODUCTION

Cone photoreceptor directionality is well established and is known both from psychophysics in the Stiles-Crawford effect of the kind that describes a luminous-efficiency dependence of the entrance point in the pupil [1] and in back-scattering imaging of photoreceptor cones using flood illumination [2], scanning laser ophthalmoscopy [3] and optical coherence tomography [4] that reveal a related directionality. Both for vision and for high-resolution imaging the pupil-dependent visibility and intensity can be expressed by a Gaussian function,

$$\eta_{SCE}(x - x_0) = 10^{-\rho(x-x_0)^2},$$

where x is a traversal coordinate within the pupil, x_0 denotes the peak location in the pupil, and ρ is the characteristic directionality parameter. The actual value of the directionality parameter depends on the illumination conditions and on the technique used to characterize it being highest in imaging applications due to the dual light trajectory used [2-6]. The directionality stems from the elongated structure of the photoreceptors that make them directional selective both when being illuminated by incident light and when back-scattering light in high-resolution retinal imaging. Nonetheless, imaging and directionality analysing is challenging as it requires both near-diffraction-limited resolution to resolve individual photoreceptors and the use of coherent light can mask the effects being studied due to image speckles. In line with current state-of-the-art technologies we have therefore chosen to incorporate a superluminescent diode (SLD) as light source and use active optics wavefront correction to reduce image degeneration by the system and eye in a non-planar reflective confocal scanning ophthalmoscope design.

2. METHODS

In order to measure the directionality of single and ensembles of cone photoreceptors the scanning laser ophthalmoscope used in our previous study [3] was redesigned to minimize system aberrations with a new system layout and the laser diode was replaced by a superluminescent diode (SLD) at 795nm central wavelength (15nm bandwidth) and a photomultiplier tube for confocal detection of backscattered light as shown in Figure 1.

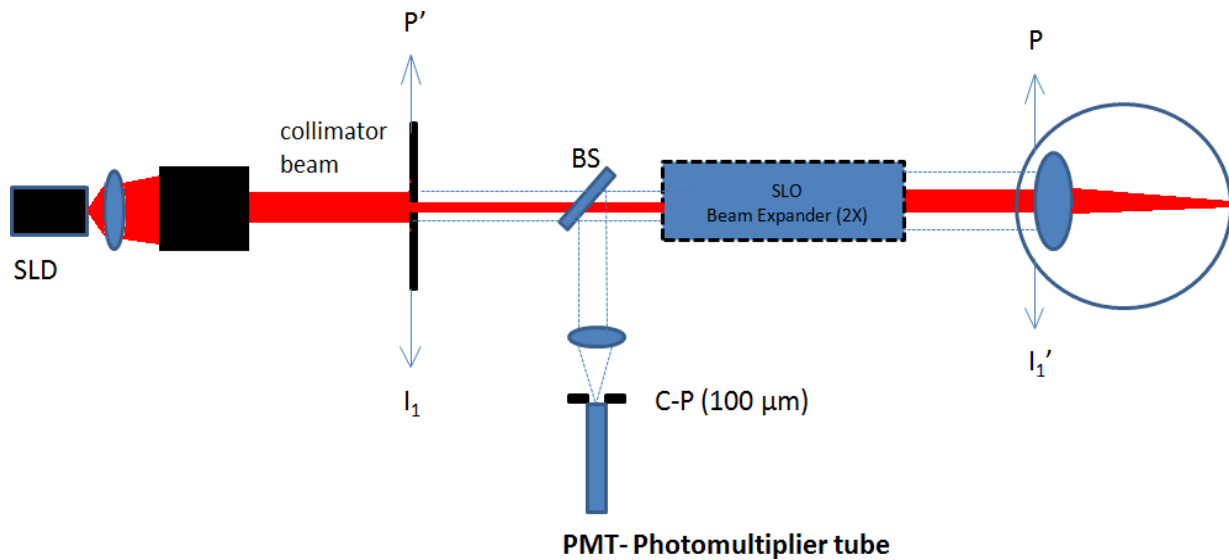


Figure 1. Adapted scanning SLD ophthalmoscope used for the measurements of cone directionality (modification of our formerly used system [3]).

The entire illumination system is mounted on a motorized translation stage and an iris (I_1) with a 1 mm opening is used to limit the beam diameter. When projected onto the pupil of the eye this corresponds to 2 mm (I_1'). The entire system is operated remotely in Labview and when activated it sweeps the incident beam across the eye pupil in approximately 3 seconds while the galvanometric-mounted mirrors (12 kHz resonant scanner) raster scan the retina repeatedly to produce a high-resolution video of the eye fundus.

Fifty-seven picture frames were collected during the scan and thus between each image frame the incident beam was shifted horizontally $\sim 125\mu\text{m}$ in the pupil plane. The software package ImageJ was subsequently used to analyse the recorded videos both for average intensities and to track brightness variations of individual cone photoreceptors.

3. RESULTS

Parafovea measurements were realized at a retinal eccentricity of $\sim 13^\circ$ where cone photoreceptors are large and can easily be resolved with the narrow 2 mm incident beam. Examples of such images when sweeping across the pupil are shown for subject FRS (33 years emmetropic vision) in Figure 2. The images were obtained after pupil dilation using drops of 1% tropicamide and waiting for accommodation to recover while still maintaining the large pupil diameter.

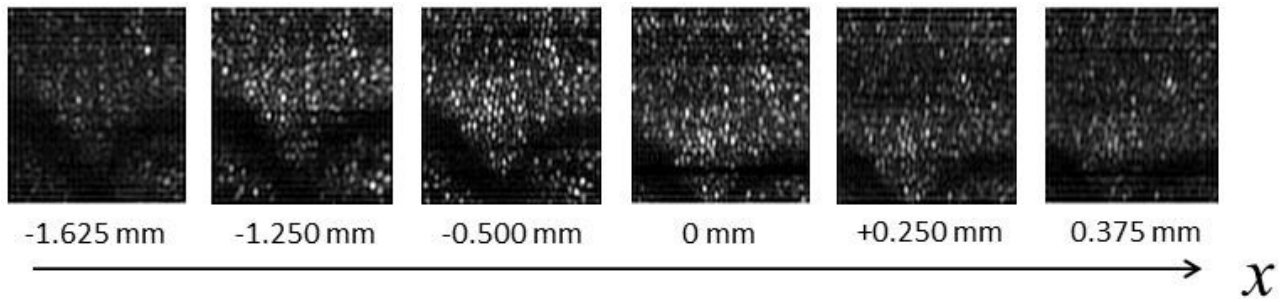


Figure 2. Variation in image brightness for parafovea cone photoreceptors when sweeping the incident beam while capturing the light exiting the eye through the dilated pupil. Notice the slight vertical shift from $x = -0.500$ mm to $x = 0$ mm that is due to minor eye motion.

In all cases the brightness peaks near the centre of the pupil (shifted about 0.5 to 1.0 mm) both when analysing the total intensity average of all pixels within each image frame and when analysing individual or small groups of cones. Figure 3 shows results of this for the entire image frame (left) and for a selection of 5 cones (right). Both dependencies can be fitted to a Gaussian function in which case a different directionality can be observed. In (a) $\rho = 0.22/\text{mm}^2$ whereas in b) $\rho = 0.47/\text{mm}^2$. This suggests either a disarray among the cones or a possible reduction in overall directionality by contributing rods that although not resolved are densely present at the retinal eccentricity. In agreement with expectations, the directionality observed is larger than for the corresponding psychophysical Stiles-Crawford effect [4,6].

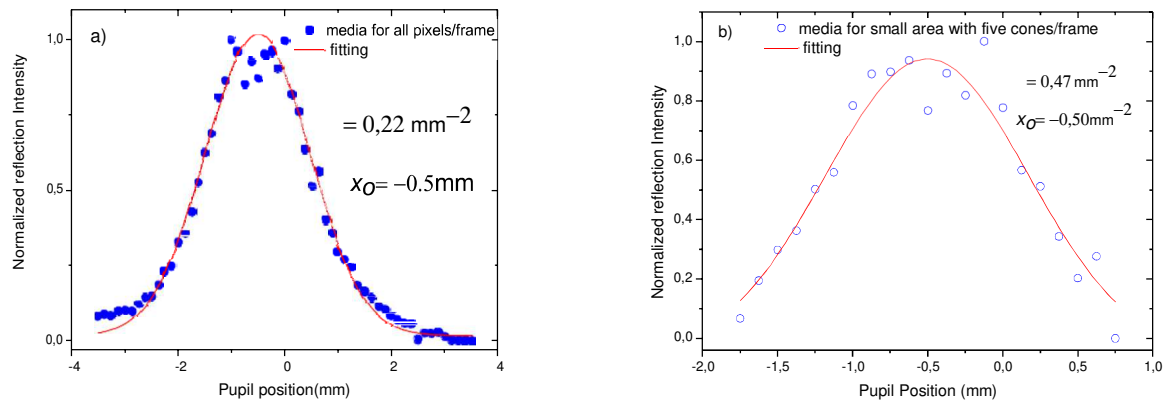


Figure 3. a) Reflected average image intensity as a function of pupil entrance point for each frame (blue dots) and the fitted Gaussian distribution; b) Reflected average image intensity as a function of pupil entrance point for a selection of 5 cones (blue circles) fitted to a Gaussian distribution.

4. CONCLUSIONS

The developed SLD-based confocal scanning ophthalmoscope has been used to analyse parafoveal cone photoreceptor directionality. We are conducting further research in order to minimize signal noise and errors and to address cone photoreceptors closer to the fovea. The technology is expected

to have applications also to image eyes with visual impairments where photoreceptor directionality may be perturbed such as with the appearance of drusen.

This research has been funded by Science Foundation Ireland (grants 07/SK/B1239a and 08/IN.1/B2053), Enterprise Ireland (PC/2008/0125) and Science without Borders (CNPq/CAPES- Brazil).

References

- [1] Stiles WS, Crawford BH, The luminous efficiency of rays entering the eye pupil at different points. *Proc. R. Soc. B.* 1933; **112**:428-450.
- [2] Roorda A, Williams DR. Optical fiber properties of individual human cones. *J. Vision.* 2002;**2**:404–412.
- [3] Rativa D, Vohnsen B, Analysis of individual cone-photoreceptor directionality using scanning laser ophthalmoscopy. *Biomed. Opt. Express.* 2011; **2**:1423-1431.
- [4] Gao W, Cense B, Zhang Y, Jonnal RS, Miller DT. Measuring retinal contributions to the optical Stiles-Crawford effect with optical coherence tomography. *Opt. Express.* 2008;**16**:6486-6501.
- [5] Westheimer G. Directional sensitivity of the retina: 75 years of Stiles-Crawford effect. *Proc. Roy. Soc. B.* 2008; **275**:2777-2786.
- [6] Vohnsen B, Iglesias I, Artal P. Guided light and diffraction model of human-eye photoreceptors. *J. Opt. Soc. Am. A* 2005; **22**:2318-2328.