



UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR
Ciências da Saúde

Avaliação da Qualidade Ótica de Lentes Intraoculares Usando a Equação de Transporte de Intensidade

(Versão Final após Defesa)

Guilherme Lopes Cabeças

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Optometria e Ciências da Visão
(2º ciclo de estudos)

Orientador: Prof. Doutora Elsa Fonseca
Co-orientador: Prof. Doutor Pedro Serra

Covilhã, Dezembro de 2018

Dedicatória

Esta dissertação é dedicada à minha família, em especial a todos os meus avós, que não vi tantas vezes quanto gostaria durante estes anos de faculdade.

Agradecimentos

Muitas pessoas contribuíram para a realização desta dissertação e para o seu sucesso, mesmo que não o fizessem de maneira direta. A todas elas quero expressar a minha gratidão, pois sem o seu apoio não teria conseguido terminar este trabalho:

- À Professora Doutora Elsa Fonseca, orientadora e amiga, que me ajudou não só na montagem experimental como em todos os outros fatores essenciais na escrita e realização da dissertação. Agradeço também todo o apoio e motivação que demonstrou durante todo este percurso.
- Ao Professor Doutor Pedro Serra, coorientador, e ao Professor Doutor Francisco Brardo por nos ter fornecido as lentes de teste que ajudaram a tornar esta dissertação possível.
- Ao Centro de Ótica da Universidade da Beira Interior por me ter disponibilizado o espaço necessário ao desenvolvimento da montagem experimental durante todos estes meses de investigação.
- A toda a minha família, especialmente aos meus pais e à minha irmã, pela força e carinho que me deram ao longo destes longos anos de faculdade e por acreditarem que era capaz de terminar o meu percurso académico.
- À minha namorada por ser um pilar em que me pude sempre apoiar durante estes anos todos, que sempre me ajudou nos bons e maus momentos e me motivou sempre a ir mais longe e a ser melhor.
- Aos meus amigos mais próximos, pela amizade, carinho, apoio, motivação e ajuda que demonstraram durante o meu percurso na Universidade da Beira Interior.

Sem estas pessoas nunca teria chegado tão longe. A todos, um muito obrigado.

Resumo

Introdução: Têm surgido no mercado diversos tipos de LIO multifocais que têm como função restaurar a visão de perto através de pseudoacomodação. No processo de controlo de qualidade deste tipo de LIO é necessário avaliar diversos parâmetros de qualidade de imagem, nomeadamente as medidas de distâncias focais, de resolução e da Função de Transferência de Modulação ao longo de várias vergências (Through-focus MTF). A técnica de transporte de intensidade é um método que emprega uma montagem ótica para gerar uma sequência de mapas de intensidade luminosa transmitida pelo objeto em análise. A informação sobre a frente de onda proveniente do objeto é digitalizada e reconstruída por meio de métodos de processamento de imagem. Uma vez que a informação sobre a amplitude e a fase da frente de onda são preservadas, é possível reconstruir a Função de Transferência Ótica de uma lente para diversas distâncias com base em apenas dois registos bidimensionais de intensidade ótica.

Objetivo: O objetivo principal deste estudo consiste na adaptação da técnica baseada na equação de transporte de intensidade à avaliação da qualidade ótica de lentes intraoculares, através da simulação computacional e desenvolvimento prático de um protótipo laboratorial especialmente desenhado para o efeito.

Métodos: Este trabalho experimental envolve três fases principais: A primeira envolve a realização de simulações no programa de traçado de raios Oslo® e em ambiente de programação MATLAB® para prever o desempenho da técnica de transporte de intensidade na reconstrução de frente-de-onda e cálculo de métricas de qualidade de imagem. A segunda fase diz respeito ao desenvolvimento da montagem ótica com base num laser He-Ne (632 nm) e numa configuração 4f. Esta montagem é testada numa terceira fase, utilizando duas lentes de contacto (de +8,00D e de +10,5D) e uma lente intraocular monofocal (+26.50D).

Resultados: De acordo com as simulações, tanto a potência da lente como o nível de ruído têm impacto na escolha do parâmetro de desfocagem Δz , devendo o seu valor situar-se os 150 e os 200 μm . A técnica mostra uma boa robustez ao ruído, mas revela fragilidades em lentes de potências elevadas. Os dados experimentais permitiram recuperar o defocus ($C4$) associado à lente de +10,50D com um erro de cc de 24%. Contudo, os valores das aberrações não foram corretamente recuperados. A montagem adaptada à lente intraocular de +26.50D revelou extrema sensibilidade a erros de alinhamento.

Conclusões: O forte efeito de curvatura da frente de onda devido ao defocus ($C4$) deverá ser removido para que as aberrações de ordem superior e outras métricas de qualidade de imagem possam ser recuperadas, sobretudo para potências superiores a +10,00D. A técnica poderá ser mais facilmente adaptada a lentes de contacto de baixa potência do que lentes intraoculares.

Palavras-chave

Lentes Intraoculares, Equação de transporte de intensidade, Qualidade de Imagem.

Abstract

Introduction: Several types of multifocal IOLs that have the function of restoring close vision through pseudoaccommodation have appeared on the market. In the process of quality control of this type of IOL it is necessary to evaluate several parameters of image quality, namely the focal length, resolution and the Modulation Transfer Function through various distances (Through-focus MTF). The intensity transport technique is a method that employs an optical assembly to generate a sequence of light intensity maps transmitted by the subject under analysis. Information about the wavefront from the object is digitized and reconstructed by means of image processing methods. Once the wavefront amplitude and phase information is preserved, it is possible to reconstruct the Optical Transfer Function of a lens for various distances based on only two two-dimensional registers of optical intensity.

Objective: The main objective of this study is the adaptation of the technique based on the intensity transport equation to the evaluation of the optical quality of intraocular lenses, through the computational simulation and practical development of a specially designed laboratory prototype.

Methods: This experimental work involves three main phases: The first one involves simulations in the Oslo® ray tracing program and in the MATLAB® programming environment to predict the performance of the intensity transport technique in wavefront reconstruction and computation of image quality metrics. The second phase concerns the development of the optical assembly based on a He-Ne laser (632 nm) and a 4f configuration. This assembly is tested in a third phase, using two contact lenses (+ 8.00D and + 10.5D) and a monofocal intraocular lens (+ 26.50D).

Results: According to the simulations, both the lens power and the noise level have an impact on the choice of the Δ defocus blur parameter, and its value should be 150 and 200 μm . The technique shows good robustness to the noise, but reveals weaknesses in lenses of high powers. The experimental data allowed to recover the defocus (C_4) associated to the lens of + 10,50D with a dc error of 16%. However, the aberration values were not correctly recovered. The fitting adapted to the intraocular lens of + 26.50D revealed extreme sensitivity to alignment errors.

Conclusions: The strong wavefront curvature effect due to defocus (C_4) should be removed so that higher order aberrations and other image quality metrics can be recovered, especially for powers greater than + 10.00D. The technique may be more easily adapted to low-power contact lenses than intraocular lenses.

Keywords

Intraocular Lenses, Intensity Transport Equation, Imaging Quality.

Índice

Dedicatória.....	iii
Agradecimentos.....	v
Resumo	vii
Abstract.....	ix
Índice.....	xi
Lista de Figuras.....	xiii
Lista de Tabelas.....	xvii
Lista de Acrónimos	xix
1. Introdução	1
2. Revisão Bibliográfica.....	3
2.1 - Acomodação e Cirurgia à Catarata	3
2.2 - Lentes Intraoculares.....	3
2.3 - Performance ótica de LIO.....	4
2.3.1 - AV.....	5
2.3.2 - Contraste	5
2.3.3 - Função de transferência de modulação.....	6
2.3.4 - Função de espalhamento do ponto	6
2.3.5 - Rácio de Strehl.....	7
2.3.6 - Modulação Aérea da Imagem retiniana (AIM)	7
2.4 - Normas ISO.....	7
2.5 - Estudos para obtenção dos parâmetros de qualidade ótica	8
2.6 - Holografia Digital	11
2.7 - Aplicação de Equação de Transporte de Intensidade na análise de superfícies óticas	12
3. Métodos	15
3.1 - Introdução	15
3.2 - Simulação computacional.....	16
3.2.1 - Reconstrução de frente de onda e superfícies óticas.....	16
3.2.2 - Equação de Transporte de intensidade - teoria	17
3.2.3 - Aspectos computacionais da TIE	19
3.2.4 - Montagem ótica e traçado de raios.....	20
3.2.5 - Propagação de feixes óticos.....	23
3.2.6 - Reconstrução da fase e ajuste aos coeficientes de Zernike... ..	25
3.2.7 - Efeito do ruído e dos parâmetros de montagem ótica.	26
3.3 - Montagem Experimental	27
3.4 - Aquisição, Registo e Processamento de Imagens	28

3.4.1 - Procedimento de calibração.....	28
3.4.2 - Lentes RGP de +8,00D e de +10,5D.....	29
3.5 - Limitações	30
4. Resultados e Discussão	31
4.1 - Simulações computacionais.....	31
4.1.1 - Otimização do parâmetro de desfocagem.....	32
4.1.1.1 - Efeito do valor pico-a-pico	32
4.1.1.2 - Efeito do ruído	35
4.1.2 - Influência da resolução do sensor digital na TIE.....	37
4.1.3 - Qualidade de imagem das lentes de teste.....	37
4.1.3.1 - Mapas da AFO.....	38
4.1.3.2 - Coeficientes de Zernike	40
4.1.3.3 - Métricas de qualidade de imagem	44
4.1.3.4 - MTF e PSF	45
4.2 - Resultados: Experiência	46
4.2.1 - Lente de contacto de +8,00D.	48
4.2.1.1 - Perfil de intensidade da LC de +8,00D.	48
4.2.1.2 - Mapa de AFO da LC de +8,00D.....	49
4.2.1.3 - MTF e PSF da LC de +8,00D.	49
4.2.1.4 - Coeficientes de Zernike da LC de +8,00D.....	49
4.2.2 - Lente de contacto de +10,5D.	51
4.2.2.1 - Perfil de intensidade da LC de +10,5D.	51
4.2.2.2 - Mapa de AFO da LC de +10,5D.....	52
4.2.2.3 - MTF e PSF da LC de +10,5D.	52
4.2.2.4 - Coeficientes de Zernike da LC de +10,5D.....	52
4.2.3 - Lente intraocular de +26,5D.....	54
4.2.3.1 - Efeito do ruído da LIO de +26,5D.	54
4.2.3.2 - Mapa de AFO da LIO de +26,5D.....	55
4.2.3.3 - MTF e PSF da LC de +26,5D.	55
4.2.3.4 - Coeficientes de Zernike da LIO de +26,5D.....	55
5. Conclusões.....	59
Bibliografia	61
ANEXOS	65
ANEXO I	67
ANEXO II	69
ANEXO III.....	73

Lista de Figuras

Figura 2.1 - (a) Modelo de LIO multifocal com 2 zonas óticas. (b) Diagrama de modelo de LIO multifocal com 3 zonas óticas. (c) Modelo de LIO multifocal com 4 zonas óticas. (d) Diagrama de modelo de LIO multifocal com 5 zonas óticas.

Figura 2.2 - Modulação vs Frequência Espacial.

Figura 2.3 - Visibilidade de diferentes níveis de modulação vs frequências espaciais.

Figura 2.4 - Função de espalhamento do ponto.

Figura 2.5 - Configuração do sistema de medição de MTF de Rainer R. et al.

Figura 2.6 - Montagem experimental utilizada no estudo de Pieh S. et al. (a) laser; b) cunha; c) sistema colimador; d) aperture stop; e) cornia artificial; f) célula com soro fisiológico e LIO; g) plano imagem; h) sistema de imagem; i) câmara CCD).

Figura 2.7 - Montagem experimental utilizada no estudo de Remón L. et al.

Figura 2.8 - Configuração experimental de Arnau Catalayud et al.

Figura 2.9 - Setup desenvolvido por Shomali R. et al.

Figura 3.1 - (a) Plano de pupila de saída. (b) Plano de imagem normalizado.

Figura 3.2 - Esquerda: Imagem captada pela câmara digital da imagem da distribuição de intensidade no plano de pupila de saída de uma lente de contacto (LC) com 8,8 mm de diâmetro. Direita: máscara digital para processamento da imagem da LC para aplicação das condições fronteiras.

Figura 3.3 - Exemplo de um sistema ótico, baseado na configuração $4f$, utilizado na simulação da frente de onda produzida por uma lente de contacto. O traçado de raios é implementado no software OSLO EDU 7.0.2.

Figura 3.4 - Mapa AFO da imagem projetada pelo sistema $4f$ sobre o plano focal da última lente.

Figura 3.5 - Planos de propagação de feixe ótico.

Figura 3.6 - Montagem experimental utilizada para aquisição de imagens (1-Laser HE-NE; 2-Filtro espacial; 3-Objetiva; 4-Pinhole; 5- Íris; 6- Lente colimadora; 7- Espelho; 8- Posição das RGP; 9 e 10- Lentes do sistema $4f$; 11- Câmara; 12- Percurso do feixe luminoso.

Figura 3.7 - Lamela com alvos de calibração de feixe luminoso.

Figura 3.8 - Feixe ótico antes e após colocação de alvo de calibração.

Figura 3.9 - Processo de calibração através do deslocamento do alvo de calibração no eixo z (Da esquerda para a direita, alvo mais próximo do Sistema $4f$; alvo de calibração focado; alvo mais afastado do Sistema $4f$)

Figura 4.1 - Esquema de montagem (FE- Filtro espacial; OB- Objectiva; PN- Pinhole; L.Co- Lente colimadora; E- Espelho; CA- Câmara de aquisição).

Figura 4.2 - Definição do valor PV a partir de um corte transversal do mapa de AFO. Simulação da lente de contacto de +8,00D com componente de refração esférica de +20,00D.

Figura 4.3 - Erro nas reconstruções de fase à medida que aumenta a desfocagem Δz , considerando diferentes distâncias focais para a lente de teste. As simulações utilizam o mapa de aberrações da lente de contacto de +8,00D.

Figura 4.4 - Esquerda: Intensidade luminosa no plano da câmara (corte $y=0$ mm) para as três distâncias ($z_0 - \Delta z$; z_0 ; $z_0 + \Delta z$) com $\Delta z=200 \mu\text{m}$. Direita: Perfil de aberração de frente de onda no mesmo corte. Considerou-se a lente de contacto de +8,00D e um nível de ruído de 1%.

Figura 4.5 - Erro nas reconstruções de fase à medida que aumenta a desfocagem Δz considerando níveis de ruído progressivamente maiores. As simulações são relativas à para a lente de contacto de +8,00D.

Figura 4.6 - Influência da resolução da câmara no desempenho da TIE em situações de curvatura muito pronunciado do mapa de AFO.

Figura 4.7 - Mapa de AFO sem refração esférica para a LC de +8,00D.

Figura 4.8 - Mapa de AFO com refração esférica para a LC de +8,00D. A distância focal considerada foi de 14,3 mm, medida desde o plano do sensor digital até ao foco paraxial da lente.

Figura 4.9 - Mapa de AFO sem refração esférica para a LC de +10,50D.

Figura 4.10 - Mapa de AFO com refração esférica para a LC de +10,50D. A distância focal considerada foi de 10,9 mm, medida desde o plano do sensor digital até ao foco paraxial da lente.

Figura 4.11 - Gráfico de barras de comparação de coeficientes de Zernike da LC de +8,00D.

Figura 4.12 - Gráfico de barras de comparação de coeficientes de Zernike da LC de +10,5D.

Figura 4.13 - MTF da LC de +8,00 D no plano imagem, considerando apenas aberrações de ordem superior estimadas a partir do mapa de fase TIE.

Figura 4.14 - PSF da LC de +8,00 D no plano imagem, considerando apenas aberrações de ordem superior estimadas a partir do mapa de fase TIE.

Figura 4.15 - MTF da LC de +10,50 D no plano imagem, considerando apenas aberrações de ordem superior estimadas a partir do mapa de fase TIE.

Figura 4.16 - PSF da LC de +10,50 D no plano imagem, considerando apenas aberrações de ordem superior estimadas a partir do mapa de fase TIE.

Figura 4.17 - Imagem captada pela câmara digital da distribuição de intensidade no plano de pupila de saída da lente de contacto de +8,00D.

Figura 4.18 - Esquerda: Intensidade luminosa no plano da câmara para as três distâncias Δz . Direita: Perfil de aberração de frente de onda (Corte $y=0$ mm). Lente de +8,00D.

Figura 4.19 - Mapa de AFO para a lente de contacto de +8,00D.

Figura 4.20 - Esquerda: MTF da LC de +8,00D no plano da câmara de aquisição, estimada a partir do mapa AFO obtido através da TIE. Direita: PSF da LC de +8,00D no plano da câmara de aquisição, estimada a partir do mapa AFO obtido através da TIE.

Figura 4.21 - Gráfico de barras com os valores de coeficientes de Zernike obtidos da LC de +8,00D.

Figura 4.22 - Imagem captada pela câmara digital de distribuição de intensidade no plano de pupila de saída da lente de contacto de +8,00D.

Figura 4.23 - Esquerda: Intensidade luminosa no plano da câmara para as três distâncias Δz . Direita: Perfil de aberração de frente de onda (Corte $y=0$ mm). Lente de +10,5D.

Figura 4.24 - Mapa de AFO para a lente de contacto de +8,00D.

Figura 4.25 - Esquerda: MTF da LC de +10,5D no plano da câmara de aquisição, estimada a partir do mapa AFO obtido através da TIE. Direita: PSF da LC de +10,5D no plano da câmara de aquisição, estimada a partir do mapa AFO.

Figura 4.26 - Gráfico de barras com os valores de coeficientes de Zernike obtidos da LC de +10,5D.

Figura 4.27 - Imagem captada pela câmara digital de distribuição de intensidade no plano de pupila de saída da lente de contacto de +26,5D.

Figura 4.28 - Esquerda: Intensidade luminosa no plano da câmara para as três distâncias Δz . Direita: Perfil de aberração de frente de onda (Corte $y=0$ mm).

Figura 4.29 - Mapa de AFO para a LIO de +26,5D.

Figura 4.30 - Esquerda: MTF da LIO de +26,5D no plano da câmara de aquisição, estimada a partir do mapa AFO Direita: PSF da LIO de +26,5D no plano da câmara de aquisição, estimada a partir do mapa AFO obtido pelo método TIE.

Figura 4.31 - Gráfico de barras com os valores de coeficientes de Zernike obtidos a partir da LIO de +26,5D.

Lista de Tabelas

Tabela 4.1 - Parâmetros das lentes avaliadas (*CAB: do inglês *Cellulose acetate butyrate*).

Tabela 4.2 - Variação da distância de desfocagem ótima com o valor PV para a lente de contacto de +8,00D.

Tabela 4.3 - Variação da distância de desfocagem ótima com o nível de ruído para a lente de contacto de +8,00D.

Tabela 4.4 - Estimativas de métricas baseadas nos coeficientes de Zernike.

Tabela 4.5 - Parâmetros óticos LIO +26,5D (*PHEMA: do inglês *Polyhydroxyethylmethacrylate*).

Tabela 4.6 - Parâmetros calculados com a TIE com dados da montagem experimental.

Lista de Acrónimos

AFO - Aberrações de frente de onda.

AH - Holografia Analógica (*Analogic Holography*).

AIM - Modulação Aérea da Imagem retiniana (*Air Modulation of the retinal image*).

AV - Acuidade Visual.

AVT - Allied Vision Technology.

C - Coeficientes de Zernike.

CAB - Butirato de acetato de celulose (*Cellulose acetate butyrate*).

CCD - Dispositivo de carga acoplada (*charge-coupled device*).

CF - Condições fronteira.

CO - Centro de Ótica.

DH - Holografia Digital (*Digital Holography*).

DHM - Microscopia Holográfica Digital (*Digital Holographic Miscroscopy*).

ETDRS - *Early Treatment of Diabetic Retinopathy Study*.

FFT - Transformada Rápida de Fourier (*Fast Fourier Transform*).

HORMS - Raiz média quadrada de ordem superior (*Higher Order Root Mean Square*).

LC - Lente de Contacto.

LIO - Lentes Intraoculares.

MIOI - Lente intraocular multifocal (*Multifocal intraocular lense*).

MSE - Erro quadrático médio (*Mean Squared Error*).

MTF - Função de transferência de modulação (*Modulation Transfer Funtion*).

OTF - Função de transferência ótica.

PHEMA - Polihidroxietil-metacrilato (*Polyhydroxyethylmethacrylate*).

PMMA - Polimetil-metacrilato (*Polymethylmethacrylate*).

PSF - Função de espalhamento do ponto (*Point Spread Funtion*).

PTF - Função de transferência de fase (*Phase transfer function*).

RGP - Rígidas permeáveis a gases.

RMS - Raiz media quadrada (*Root Mean Square*).

RS - Ratio de Strehl.

SHWS - Sensor Shack-Hartmann (*Shack-Hartmann Wave Sensor*).

SLM - Modulador espacial de luz (*Spacial light modulator*).

TF - Transformada de Fourier.

TIE - Transporte de intensidade de imagem.

UBI - Universidade da Beira Interior.

VSMTF - Rácio de Strehl Visual (*Visual Strehl Modulation Transfer Function*).

1. Introdução

Esta dissertação de mestrado está inserida num plano submetido e aprovado pela Comissão Científica de Optometria de 2º Ciclo da Universidade da Beira Interior (UBI), com o título “Avaliação da Qualidade Ótica de Lentes Intraoculares Usando a Equação de Transporte de Intensidade”. Todo o trabalho realizado, que levou às medições da qualidade de imagem das lentes, foi desenvolvido nos laboratórios do Centro de Ótica (CO) da Universidade da Beira Interior no âmbito do plano mencionado.

O objetivo principal deste estudo consiste na adaptação da técnica baseada na equação de transporte de intensidade à avaliação da qualidade ótica de lentes intraoculares, através da simulação computacional e desenvolvimento prático de um protótipo laboratorial especialmente desenhado para o efeito.

A organização desta dissertação é feita através de vários capítulos onde são abordados todos os temas associados a este trabalho, bem como toda a metodologia aplicada e resultados obtidos, de forma a cumprir os objetivos propostos.

O capítulo Revisão Bibliográfica está dividido por várias secções, as quais abordam diversas questões relacionadas com esta temática, tal como o aparecimento das primeiras LIO, os parâmetros necessários à avaliação da qualidade visual das LIO e diversos estudos conduzidos desde o início da existência de LIOs com variadas metodologias utilizadas para obter esses mesmos parâmetros.

No capítulo Métodos, é feita uma breve introdução a este capítulo, o qual envolve 3 fases principais. A primeira envolve a realização de simulações no programa de traçado de raios Oslo® e em ambiente de programação MATLAB® para prever o desempenho da técnica de transporte de intensidade na reconstrução de frente-de-onda e cálculo de métricas de qualidade de imagem. A segunda fase diz respeito ao desenvolvimento da montagem ótica com a descrição de todos os seus componentes, sendo testada na última fase para avaliar duas lentes de contacto (de +8,00D e de +10,5D) e uma lente intraocular monofocal (+26.50D).

O capítulo Resultados e Discussão, é dividido em dois subcapítulos sendo o primeiro referente aos resultados obtidos a partir das simulações realizadas e o segundo, aos resultados obtidos a partir da montagem experimental desenvolvida. São analisados diversos parâmetros tais como o ruído, erros de reconstrução, mapas de AFO, Coeficientes de Zernike, RS, MTF e PSF de todas as lentes.

O capítulo Conclusões, apresenta as considerações finais de todo o trabalho realizado e aborda também possíveis melhoramentos que possam ser realizados no futuro.

2. Revisão Bibliográfica

2.1 - Acomodação e Cirurgia à Catarata

A acomodação é a capacidade dinâmica do olho em alterar a sua potência ótica para criar uma imagem nítida de objetos distantes, intermediários e próximos na retina, através de mudanças na posição e forma do cristalino pela tensão exercida nas fibras zonulares após relaxamento ou contração do músculo ciliar. À medida que as pessoas envelhecem, a capacidade de acomodar diminui, resultando em presbiopia (1), devido à perda da elasticidade do cristalino e da contratilidade do músculo ciliar. Assim, até sujeitos emetropes quando jovens, tornar-se-ão dependentes de óculos para visão próxima com o avançar da idade.

Além das mudanças relacionadas com a idade na forma do cristalino, mudanças nas suas proteínas levam à formação de cataratas (2) e reduzindo significativamente a acuidade visual das pessoas que as apresentam.

A cirurgia da catarata com implantação de uma lente intraocular monofocal trouxe o potencial não só de aumentar a acuidade visual, mas também alterar o estado refrativo do paciente. (3)

2.2 - Lentes Intraoculares

As LIO monofocais não permitem ao paciente presbíope recuperar a sua capacidade de acomodar, mostrando ser insuficientes para realizar mudanças no poder do sistema ótico e como tal os pacientes necessitam de usar lentes oftálmicas para poderes realizar visão próxima.

Foram então desenvolvidas LIO multifocais cujo desafio principal é usar um método ótico não-fisiológico para melhorar a visão de perto, podendo utilizar refração, difração e a combinação entre estes dois princípios óticos. A refração baseia-se numa mudança na direção do raio luminoso devido a uma mudança na densidade ótica do material que o transmite. A difração é observada quando existe descontinuidade do raio luminoso após atravessar um material, dispersando-se em inúmeras direções. (4)

Este tipo de lentes fornece dois ou mais poderes óticos ao olho resultando em duas ou mais imagens retinianas para apenas uma imagem correspondente. Este conceito é conhecido como visão simultânea. (5)

As primeiras LIO multifocais comercializadas foram produzidas no final dos anos 80, sendo constituídas por Polimetil-metacrilato (PMMA). As LIO multifocais refrativas criadas apresentam diversos modelos óticos, os quais podem ter entre 2 a 5 zonas refrativas como está ilustrado na figura 2.1. A refração neste tipo de lentes, pode ser afetada pelo tamanho pupilar ou pela sua descentração e pelo tamanho, localização e número de zonas refrativas.

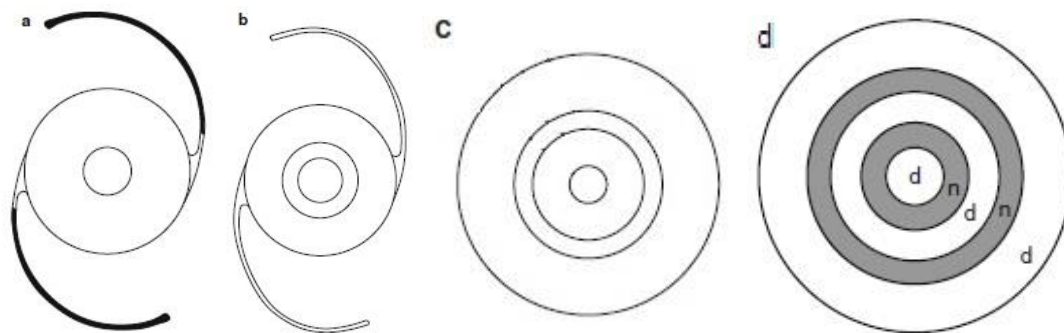


Figura 2.1 - (a) Modelo de LIO multifocal com 2 zonas óticas. (b) Diagrama de modelo de LIO multifocal com 3 zonas óticas. (c) Modelo de LIO multifocal com 4 zonas óticas. (d) Diagrama de modelo de LIO multifocal com 5 zonas óticas.

Fonte - Adaptado de (4)

Quanto às LIO multifocais difrativas, estas apresentam um design completamente difrativo, através de zonas constantes ao longo de toda a lente. Este modelo produz uma igual distribuição de luz tanto para visão próxima como para visão distante sem qualquer influência da posição da lente ou diâmetro pupilar. (4)

2.3 - Performance ótica de LIO

A qualidade de imagem de LIO é um dos fatores mais importantes para assegurar máxima acuidade visual (AV) ao paciente após cirurgia às cataratas.

Geralmente, os sistemas óticos nunca são perfeitos, mostrando muitas vezes erros de imagem, chamados de aberrações. As aberrações apresentam várias designações dependendo do seu tipo, podendo ser aberrações esféricas, aberrações cromáticas e astigmatismo. (6)

Para imagens de alta resolução apenas o astigmatismo e as aberrações esféricas são importantes, pois, embora o olho humano e as LIO apresentem aberrações cromáticas, os recetores retinianos sensíveis à cor e o processamento neuronal de imagens usam esta aberração como forma de aumentar a profundidade de foco. (7)

Existem vários parâmetros que permitem descrever a qualidade ótica de lentes intraoculares, entre eles, a AV obtida pelo paciente enquanto usuário da lente, contraste, função de transferência de modulação (MTF), de função de espalhamento do ponto (PSF), ratio de Strehl (RS) e modulação aérea da imagem retiniana (AIM) a mas nem todos os termos mencionados são importantes na área de ótica oftálmica.

2.3.1 - AV

A AV que em termos leigos referida como clareza de visão, é a medida da resolução espacial de um sistema visual em funcionamento sendo a capacidade de discriminar dois pontos próximos como elementos separados.

É uma métrica muito importante na parte clínica em optometria pois ajuda a perceber como se encontra o estado refrativo (se bem ou mal compensado) ou estado ocular (se tem patologias ou não) do paciente.

Usualmente é avaliada testada subjetivamente a partir da identificação de Cartas ETDRS (do inglês *Early Treatment of Diabetic Retinopathy Study*) como a escala optométrica de Snellen, E's rotativos de Snellen, cartas de LEA e C's de Landolt. No entanto existem vários métodos que conseguem prever a AV do paciente de maneira objetiva e em situações de patologia como é o caso da Tomografia de Coerência Ótica (8) e do Guyton-Minkowsky *Potential Acuity Meter* (9).

2.3.2 - Contraste

O termo contraste é a diferença entre brilho máximo e mínimo, dividida pela soma do brilho máximo e mínimo de um alvo ou imagem, definido pela equação:

$$\text{Contraste (Modulação)} = \frac{(l_{\max} - l_{\min})}{(l_{\min} + l_{\max})} \quad (1)$$

Para medir a modulação são usadas redes sinusoidais em diferentes frequências espaciais, sendo a habilidade de detetar as franjas, dependente do contraste e frequência espacial usada (Figura 2.2). (10)

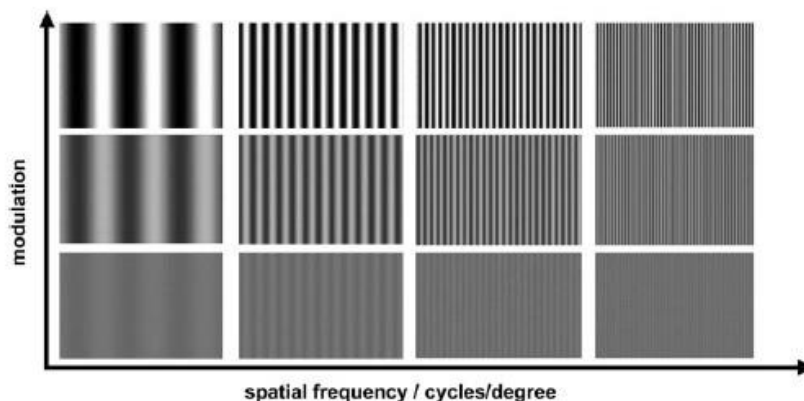


Figura 2.2 - Modulação vs Frequência Espacial.

Fonte - Adaptado de (10)

2.3.3 - Função de transferência de modulação

A MTF mede a capacidade de um sistema ótico transmitir os vários níveis de detalhe (frequências espaciais) que são normalmente apresentados através de barras brancas e pretas. À medida que o tamanho destas diminui, o contraste da imagem também diminui, pois quando uma imagem se degrada, esta tende a perder informação nas altas frequências. (10) Os detalhes mais finos são os primeiros a ser suprimidos.

Numa lente perfeita, não existem aberrações óticas e a forma da curva (linha sólida) de MTF é determinada apenas pela forma da abertura ótica. Num caso comum, em que a lente apresenta abertura circular, esta apresenta uma curva de MTF, com declínio quase linear em direção à frequência de corte, devido à difração das ondas luminosas nos limites da lente, representado na figura abaixo.

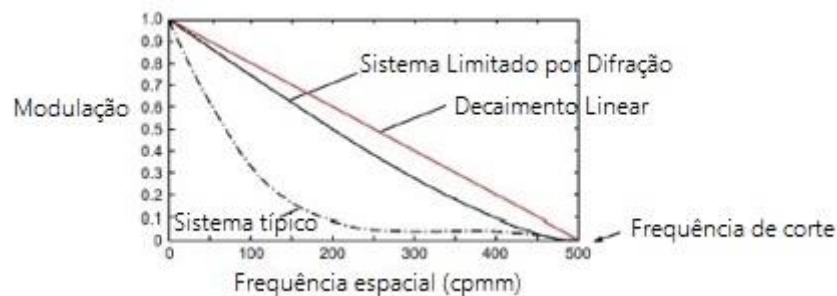


Figura 2.3 - Visibilidade de diferentes níveis de modulação vs frequências espaciais.

Fonte - Adaptado de (10)

2.3.4 - Função de espalhamento do ponto

A PSF ou função de espalhamento do ponto é a imagem que um sistema ótico forma a partir de uma fonte pontual representada através de anéis de Airy (Figura 2.4).

A PSF é muito importante no que toca à qualidade de imagem de sistemas óticos, podendo ser aplicada a designs de LIO mais complicados, como lentes asféricas e lente multifocais. Encontra-se diretamente relacionada com a MTF podendo ser obtida através desta, e vice-versa aplicando a transformação de Fourier. Quanto mais estreita for a PSF, mais próxima se encontra a curva de MTF em relação à curva MTF de um sistema ideal, demonstrando uma boa qualidade de imagem.

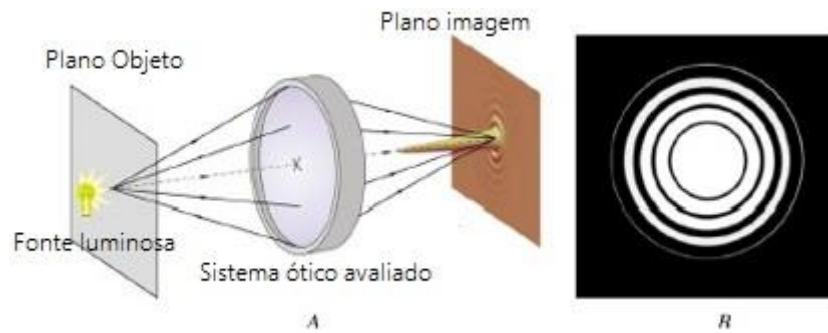


Figura 2.4 - Função de espalhamento do ponto.

Fonte - Adaptado de (10)

2.3.5 - Rácio de Strehl

O Rácio de Strehl é uma medida normalizada da altura do pico da PSF, definido como a razão entre as alturas dos picos de PSF dos sistemas reais e limitados por difração com uma abertura idêntica.

2.3.6 - Modulação Aérea da Imagem retiniana (AIM)

A AIM é uma métrica usualmente usada para estimar a resolução de um sistema ótico, interpretada como a modulação mínima (limiar) para cada frequência que esse sistema ótico consegue detetar. Através da modulação aérea da imagem retiniana é possível a obtenção de uma frequência espacial de corte através da sobreposição dos gráficos de AIM e MTF, sendo o seu valor, o ponto de interceção das duas funções.

A frequência de corte, medida em ciclos por grau (cpg) ou ciclos por milímetro (cpmm), é a medição do menor detalhe que o olho consegue resolver a uma dada distância, serve portanto, para obter uma estimativa da AV do paciente a partir da respetiva MTF.

2.4 - Normas ISO

A série de normas ISO, foi criada pela Organização International de Padronização, com o objetivo de melhorar a qualidade de produtos e serviços.

Como muitos artigos mencionados ao longo deste trabalho, nesta dissertação também foram usados os parâmetros standardizados pela norma ISO EN/ISO 11979-2 (11), referente a propriedades óticas e métodos de teste de implantes oftálmicos.

2.5 - Estudos para obtenção dos parâmetros de qualidade ótica

Desde a criação das LIO, e da sua aplicação, foram realizados vários estudos que fornecem a possibilidade de avaliar a sua qualidade de imagem.

Um dos primeiros trabalhos realizados nesta temática foi em 1990, no qual Holladay JT *et al.* testaram 5 lentes intraoculares multifocais e 1 lente monofocal. O trabalho foi constituído por 2 fases, a experiência laboratorial e o teste fotográfico.

Na experiência laboratorial foi determinada a Função de Transferência de Modulação ao longo do foco e o Rácio de Strehl.

Em relação ao teste fotográfico, foram recolhidas 18 fotografias a um alvo Regan que se encontrava a 3 metros de distância, através das lentes analisadas, incrementando 0,25D de desfocagem em cada fotografia.

Foi verificada facilidade na aquisição de dados, contudo, não se conseguiu observar diferenças na qualidade ótica entre designs de lentes multifocais pois havia apenas uma lente para cada design. Também, não se avaliou todo um leque de parâmetros como tamanhos pupilares; astigmatismo corneal; descentramento e tilt das LIO. (12)

Rainer R. *et al.* em 2005, realizaram um estudo com o objetivo de comparar a qualidade de várias LIO analisando o RS e MTF de acordo com os requerimentos das Normas ISSO de 1999. Utilizaram uma configuração automatizada para as medições da qualidade de imagem representada na figura 2.5. (10)

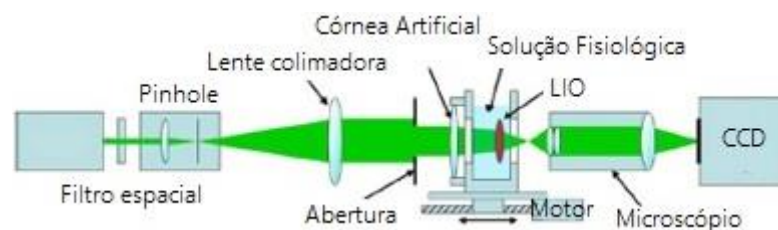


Figura 2.5 - Configuração do sistema de medição de MTF de Rainer R. et al.

Fonte - Adaptado de (10).

Todas as medições foram constituídas por dois passos para cada LIO, tendo sido analisadas duas LIO diferentes de cada tipo, com diferentes poderes refrativos (+13,0 D e +26,0D) perfazendo um total de 18 lentes diferentes. No primeiro passo foi avaliada a qualidade de imagem das LIO usando o sistema de medição de MTF. No segundo, todas as LIO foram injetadas separadamente numa câmara anterior artificial utilizando injetores, cartuchos e elementos viscoelásticos de acordo com as especificações de cada produtor e medidas as qualidades óticas de todas as lentes a cada 5 minutos após a injeção, durante 40 minutos.

Não houve impedimentos ou dificuldades ao estudo visto que todas as implantações de LIO foram bem-sucedidas pois todas elas recuperaram bem após o stress mecânico a que foram submetidas durante o processo e atingiram a qualidade de imagem pré-injeção em menos de 35 minutos.

Ainda em 2005, Takushi Kawamorita e Hiroshi Uozato, investigaram a relação entre o tamanho pupilar e a MTF de uma LIO multifocal refrativa *in vitro*, com o objetivo de prever os seus efeitos visuais *in vivo* (13).

Para tal utilizaram um sistema denominado *OPAL Vector System* (utiliza um feixe de luz que atravessa um modelo de olho) com abertura variável, medindo as MTF *in-focus* e *defocus* em diversos tamanhos pupilares.

Foi verificada uma relação de compromisso entre a MTF de perto e de longe e que para obter uma melhoria de visão ao perto é necessário um diâmetro pupilar mínimo de 3.4mm.

Não foram considerados fatores como o sistema neuronal, ou seja, adaptação cerebral nem dominância ocular, nem foram comparados resultados com dados subjetivos.

Em 2009, Pieh S. *et al.* tiveram como objetivo, determinar a qualidade de imagem de 4 modelos de LIO *in vitro*, calculando os valores de MTF, PSF e Ratio de Strehl. (14)

Utilizando uma montagem experimental (representada na figura 2.6), que conseguia provocar tilt e descentramento das LIO.

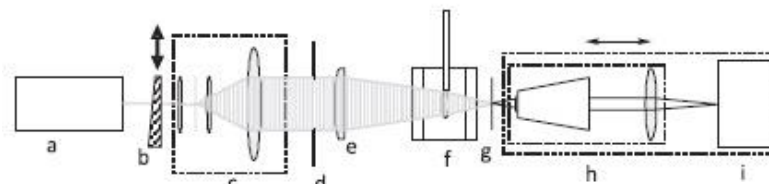


Figura 2.6 - Montagem experimental utilizada no estudo de Pieh S. *et al.* (a) laser; b) cunha; c) sistema colimador; d) aperture stop; e) córnea artificial; f) célula com soro fisiológico e LIO; g) plano imagem; h) sistema de imagem; i) câmara CCD)

Fonte - Adaptado de (14).

Para uma escolha apropriada de LIOs esféricas, dada à grande diversidade de parâmetros, tal como a determinação da superfície corneal anterior pré-operativa, este estudo utilizou diferentes modelos corneais que abrangiam uma maior variedade de possíveis superfícies anteriores corneais.

Verificaram que as LIO esféricas fornecem pior qualidade de imagem que outros tipos de LIO em posições perfeitamente centradas e sem tilt, contudo na presença de descentramento e tilt substanciais, as LIO esféricas apresentam melhores resultados que LIO asféricas e LIO sem aberração esférica.

Noutro estudo realizado 3 anos mais tarde, em 2012, Remón L. *et al.* criaram uma técnica objetiva inovadora para a avaliação de LIO multifocais, constituída por um modulador de luz espacial (SLM do inglês *spacial light modulator*). Através da programação do SLM, foi possível simular diferentes vergências objeto e vários descentramentos pupilares de uma forma totalmente automatizada sem ser necessário recorrer à recolocação de quaisquer componentes da configuração experimental utilizada (figura 2.7). (15)

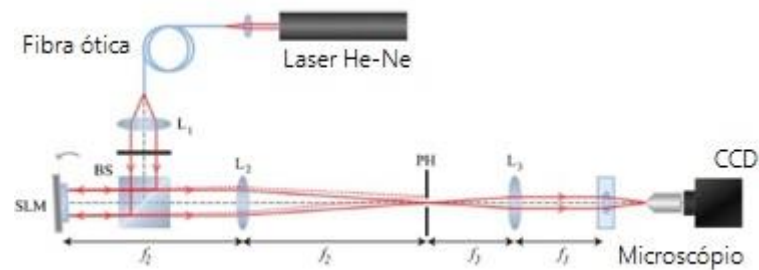


Figura 2.7 - Montagem experimental utilizada no estudo de Remón L. *at al.*
 Fonte - Adaptado de (15).

Através desta técnica, Rémon L. *et al.* verificaram grandes vantagens em relação a estudos mais antigos, entre as quais, a aquisição de valores das MIOL quando sofrem tilt ou descentramento, assim como todo o processo ser automatizado e por isso realizado em apenas alguns segundos. Contudo os dispositivos SLM atuais têm preço elevado, resolução limitada e apenas conseguem usar um comprimento de onda de cada vez.

Em 2013, Arnau Catalayud *et al.* utilizaram uma técnica inovadora de avaliação ótica de LIO sob iluminações mono e policromáticas, sendo um sistema de formação de imagem (figura 8) relativamente simples. (16)

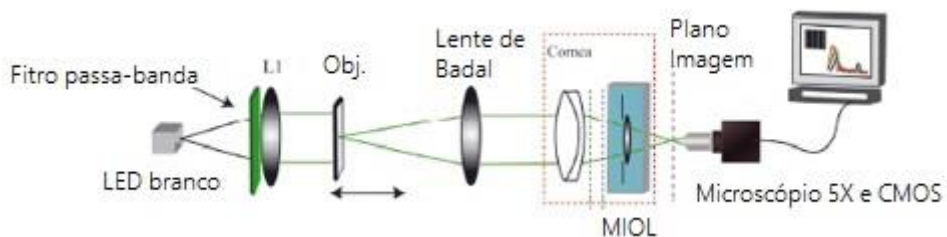


Figura 2.8 - Configuração experimental de Arnau Catalayud *et al.*
 Fonte - Adaptado de (16).

O sistema utilizado é totalmente automatizado e permite recolher a MTF das lentes em diferentes posições artificiais. Além disso, o olho artificial admite diferentes córneas artificiais para otimizar a resolução axial e também, diferentes diâmetros pupilares com o intuito de testar a dependência da performance ótica das LIO em relação a este fator.

Tiveram grande sucesso na realização deste estudo e em adição a outros trabalhos semelhantes, a técnica desenvolvida possibilitou-lhes a medição da qualidade ótica de MIOLs difrativas, contudo verificou-se que a eficiência das MIOL depende do tamanho pupilar e do comprimento de onde usados.

2.6 - Holografia Digital

Ao contrário da Holografia Analógica (AH), que utiliza iluminação de um holograma de um objeto através de um feixe de leitura para encontrar uma imagem 3D real ou virtual, a Holografia Digital (DH) é um processo numérico que simula no computador, a difração de luz de Fresnel a partir da iluminação de um holograma obtido através de uma lente incorporada numa montagem experimental, determinando numericamente a sua imagem.

A Holografia Digital, tal como a AH, regista o padrão de interferência entre a luz difusa proveniente de um objeto e a onda de referência. No entanto, difere no modo de registo dessa informação: enquanto que na AH o padrão de interferência é registado num filme holográfico, na DH ele é captado por um sensor de luz bidimensional, como uma câmara CCD ou CMOS. A reconstrução de um holograma é realizada por ferramentas computacionais que simulam a propagação da luz através do holograma e sua difração, criando assim campos óticos complexos que reconstituem ou reconstroem a imagem. (17)

V.K. Chhaniwal *et al.* (18) testaram lentes biconvexas através de holografia digital medindo os seus raios de curvatura e distâncias focais através da análise das suas frentes de onda. Para tal, recorreram à recolha de hologramas digitais através da geometria de interferómetro de Mach-Zehnder, demonstrando ser um processo de reconstrução versátil que rapidamente recolhe um grande leque de informação a partir de um holograma apenas.

Desde que o seu princípio foi proposto por Goodman e Lawrence no final dos anos 60, a Microscopia Holográfica Digital (DHM) tem sido desenvolvida para um grande leque de utilizações. Em particular, a DHM *off-axis*, permite a extração de informação tanto da amplitude como da fase de uma onda difratada por uma amostra de um único holograma. (19)

Graças à performance de computadores pessoais e o progresso na aquisição de imagem digital, a DHM fornece instrumentos com altas taxas de aquisição que permitem medições de qualidade

de controlo em estabelecimentos de produção, como é o exemplo de microlentes, em tempo real.

Em 2006, Florian Charrière *et al.* (20) demonstraram o uso da Microscopia Holográfica Digital como uma ferramenta de caracterização de microlentes, investigando a sua velocidade, precisão e automatização, comparando os resultados com estudos já realizados através de interferómetros de Twyman-Green, Mach-Zehnder e de luz branca. Verificaram que a sensibilidade a perturbações externas (como luz ambiente e vibrações) é reduzida pois o tempo de captura de valores pode ser reduzido a microssegundos. Além disso, a DHM pode não só ser usada para investigar vários modelos e formas de microlentes, como também ser aplicada a lentes intraoculares, utilizando os polinómios de Zernike para obtenção da MTF e PSF.

2.7 - Aplicação de Equação de Transporte de Intensidade na análise de superfícies óticas

A recuperação de fase da TIE é uma técnica não-interferométrica cujo propósito é reconstruir a fase de onda de um feixe ótico. Para tal, é necessário adquirir duas distribuições de intensidade espacial que se encontram em dois planos próximos e perpendiculares à direção de propagação da onda, sendo aplicada em muitas situações, nomeadamente em testes óticos.

Em 2007, Dorrer C e Zuegel JD, testaram esta técnica com o intuito de estudar a qualidade de imagem de uma superfície ótica. Para tal, caracterizaram a fase espacial utilizando uma metodologia muito semelhante à montagem experimental implementada no desenvolvimento deste trabalho, sendo constituída por um laser HE-NE cujo feixe foi colimado e alinhado, um sistema ótico constituído por duas lentes com distância focal $2f$, e uma câmara de aquisição. Foram recolhidas imagens com três intensidades diferentes em três dz diferentes (12mm; 24mm; 36mm) obtendo um erro RMS (do inglês: *Root-mean-square deviation*) entre os dz de 0,04rad. (21)

Anos mais tarde em 2012, Shomali R. *et al*, realizaram um estudo de simulação computacional para avaliação superfícies óticas esféricas usando a TIE. Simularam a precisão da solução da TIE da seleção correta da distância de desfocagem em função da amplitude de variação (valor pico-a-pico) da distribuição de fase. Esta última foi controlada através da variação do diâmetro pupilar do sistema. Para tal desenvolveram o protótipo experimental abaixo apresentado:

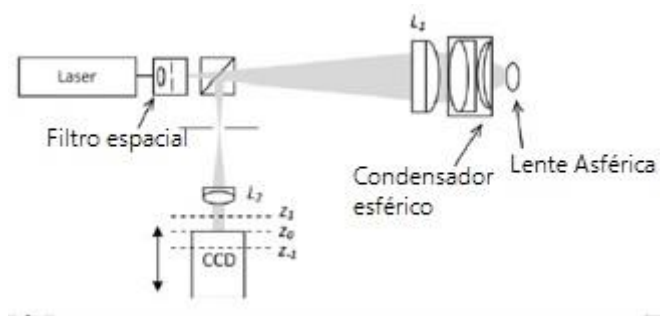


Figura 2.9 - Setup desenvolvido por Shomali R. et al.

Fonte - Adaptado de (22).

Os autores concluíram que o parâmetro de desfocagem ótimo a ser utilizado depende de forma crítica da amplitude de variação da fase que pode ser controlada reduzindo o diâmetro pupilar do sistema de aquisição. Além disso, a escolha do tamanho do pixel do sensor ótico e o diâmetro pupilar máximo foram tidos em consideração no controlo dos erros causados pela digitalização numérica pela Fast Fourier Transform (FFT). Contudo, a aplicação desta técnica obrigou ao conhecimento prévio da curvatura e da constante cônica da superfície asférica a analisar, o que constitui uma séria limitação. (22)

Mais recentemente, em 2016, Soltani P *et al* também testaram superfícies asféricas usando a TIE. Fizeram-no selecionando apropriadamente a melhor distância de desfocagem e usando a mesma montagem experimental que Shomali R. *et al*.

Analysaram o perfil 2D das superfícies asféricas e para validar a metodologia TIE a distribuição de fase obtida foi comparada com a distribuição de fase recolhida por um sensor Shack-Hartmann (SHWS). Devido a diferentes fontes de erro de SHWS e na técnica TIE, foram observadas algumas variações de resultados. O SHWS não consegue recolher componentes de frente de onda de alta frequência espacial, no entanto a sua precisão é mais alta que a da TIE por uma ordem de magnitude, pois a solução usando a TIE numa frente de onda com um grande leque frequências espaciais não é muito precisa. Além disso, para recuperar as componentes de alta frequência da fase, podem ser usadas distâncias de desfocagem mais reduzidas, enquanto que as baixas frequências espaciais são melhor estimadas com distâncias de desfocagem mais longas. (23)

Levando em conta todo o conhecimento adquirido a partir dos estudos apresentados nos subcapítulos 2.5, 2.6 e 2.7 e reconhecendo os prós e contras de cada metodologia, o capítulo 3 apresenta toda a metodologia utilizada, nomeadamente o método de reconstrução de frente de onda, a aplicação da equação de transporte de intensidade e o protótipo laboratorial.

3. Métodos

3.1 - Introdução

Neste capítulo é feito um estudo de viabilidade da aplicação à avaliação da qualidade ótica de lentes intraoculares da técnica de imagiologia de fase baseada na equação de transporte de intensidade. Este estudo tem um carácter preliminar, sendo o seu principal objetivo explorar as potencialidades e limitações desta técnica e dimensionar adequadamente os parâmetros da montagem ótica com vista à aplicação específica em lentes intraoculares multifocais, tendo em conta as características destes componentes, nomeadamente a sua potência e abertura numérica. A estratégia seguida para alcançar este objetivo, tendo em conta os recursos disponíveis no laboratório de investigação onde decorre este trabalho, consiste em duas etapas principais:

- a) Simulação computacional: avaliação dos parâmetros ótimos de montagem em ótica e dos métodos numéricos de reconstrução de frente de onda mediante simulações computacionais de traçado de raios e de propagação e reconstrução de feixes óticos.
- b) Montagem experimental: construção de uma montagem ótica baseada na configuração $4f$ para aquisição de padrões de intensidade em planos perpendiculares à direcção de propagação da luz por meio de uma câmara digital de elevada resolução. Análise das imagens digitalizadas por meio do software desenvolvido em ambiente Matlab para reconstrução da frente de onda.

As características das lentes de teste utilizadas para simulação foram escolhidas de forma a se aproximarem o melhor possível das amostras disponíveis para análise. Como se verá mais adiante, a implementação da técnica TIE em lentes de potências elevadas, como é o caso das LIO, torna-se extremamente difícil, pelo que a realização dos testes foi feita, sobretudo, com lentes de contacto rígidas permeáveis a gás (RPG). Por este motivo, as simulações realizadas neste capítulo centram-se nesse tipo de lentes, para subsequente comparação com resultados experimentais, embora a mesma metodologia se possa aplicar a uma LIO de baixa potência.

Em seguida, será feita uma descrição dos princípios físicos e dos métodos numéricos que servem de suporte ao método da TIE. Serão também descritas as simulações realizadas, as montagens experimentais implementadas e a plataforma informática desenvolvida, que proporcionaram o registo e processamento dos dados associados às imagens para determinação da qualidade ótica das lentes utilizadas.

3.2 - Simulação computacional

3.2.1 - Reconstrução de frente de onda e superfícies óticas

Entre as métricas mais utilizadas na avaliação da qualidade ótica de lentes intraoculares está a função de transferência de modulação (MTF do inglês *Modulation Transfer Function*), já introduzida no capítulo anterior, que traduz a variação do contraste de imagem com a frequência espacial para um objeto com um contraste de 100%. Numa LIO, a MTF é tipicamente determinada experimentalmente para um determinado meridiano usando um modelo mecânico do olho de acordo com as especificações mencionadas no anexo C do standard ISO EN/ISO 11979-2: 2014. No caso de LIOs multifocais, a MTF pode ser obtida para diferentes distâncias medidas ao longo do eixo ótico, usando a MTF *through focus*, fornecendo informação sobre a qualidade de imagem para diferentes distâncias de visualização.

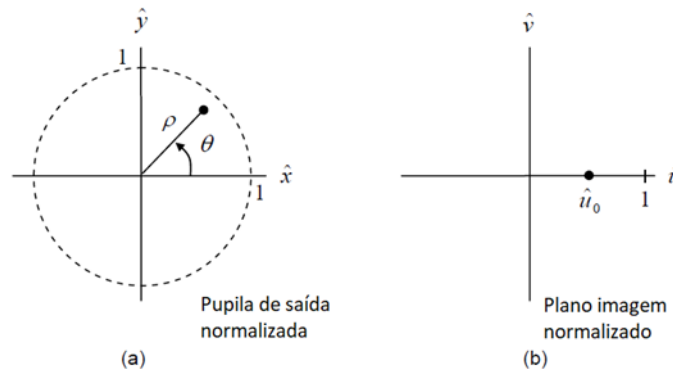


Figura 3.1 - (a) Plano de pupila de saída. (b) Plano imagem normalizado.

A MTF é o valor absoluto da função de transferência ótica (OTF) obtido a partir da função de pupila aberrante que contém informação não só sobre a forma e a transmissividade do diafragma de abertura do sistema, como ainda sobre o mapa de aberração de frente de onda. A função de pupila aberrante define-se sobre o plano de pupila de saída (figura 3.1) de coordenadas (x, y) de acordo com a expressão:

$$P(\hat{u}_0, \hat{v}_0; x, y) = \text{circ}\left(\frac{\sqrt{x^2 + y^2}}{w_{xp}}\right) e^{-jk w(\hat{u}_0, \hat{v}_0; \frac{x}{w_{xp}}, \frac{y}{w_{xp}})} \quad (2)$$

onde, a posição da imagem paraxial é definida pelas coordenadas (\hat{u}_0, \hat{v}_0) e $w\left(\hat{u}_0, \hat{v}_0; \frac{x}{w_{xp}}, \frac{y}{w_{xp}}\right)$ é o mapa de diferenças de percurso ótico da aberração de frente de onda definido na pupila de saída circular (função *circ*) de diâmetro w_{xp} . Daqui se obtém a função de transferência coerente de acordo com a fórmula:

$$H(\hat{u}_0, \hat{v}_0; f_u, f_v) = P(\hat{u}_0, \hat{v}_0; -\lambda z_{xp} f_u, -\lambda z_{xp} f_v) \quad (3)$$

sendo a OTF dada por:

$$\mathcal{H}(\hat{u}_0, \hat{v}_0; f_u, f_v) = H(\hat{u}_0, \hat{v}_0; f_u, f_v) * H(\hat{u}_0, \hat{v}_0; f_u, f_v)|_{\text{norm}} \quad (4)$$

ou seja, a autocorrelação normalizada da função de transferência coerente. Esta normalização faz com que a OTF tenha um valor unitário em $(f_u, f_v) = (0,0)$. O valor absoluto de $\mathcal{H}(\hat{u}_0, \hat{v}_0; f_u, f_v)$ é, como foi dito na página anterior, a MTF, sendo a fase a conhecida função de transferência de fase (PTF - *phase transfer function*).

Outra métrica importante na avaliação da qualidade de imagem é a função de espalhamento de ponto (PSF do inglês *point spread function*) que está relacionada com a resolução da imagem.

Esta função fornece as características da imagem de uma fonte pontual de coordenadas (\hat{u}_0, \hat{v}_0) no espaço imagem. Quanto mais larga for a distribuição de intensidade associada à PSF pior a qualidade de imagem fornecida pela lente em teste. A PSF é calculada a partir da transformada de Fourier inversa da OTF, de acordo com a expressão:

$$i(u, v) = |h(\hat{u}_0, \hat{v}_0; u, v)|^2 = |\mathcal{F}^{-1}\{H(\hat{u}_0, \hat{v}_0; f_u, f_v)\}|^2 \quad (5)$$

onde, o par (u, v) descreve as coordenadas espaciais no plano imagem e (f_u, f_v) são as frequências espaciais correspondentes. O símbolo \mathcal{F}^{-1} designa a Transformada de Fourier (TF) inversa. Como se referiu anteriormente, a OTF pode-se calcular a partir do mapa de diferenças de percurso ótico da aberração de frente de onda $w(\hat{u}_0, \hat{v}_0; \frac{x}{w_{xp}}, \frac{y}{w_{yp}})$ definido na pupila de saída do sistema. Consequentemente, tal como a MTF, também a PSF pode ser calculada uma vez obtido o mapa de aberrações.

As aberrações de frente de onda, medidas experimentalmente com um sensor de frente de onda, por exemplo, o aberrómetro de Shack-Hartmann, ou o método de reconstrução de fase como o que se propõe neste trabalho, permitem obter diversas métricas cujo propósito visa prever o desempenho ótico de um olho pseudofáquico (com LIO). As métricas utilizadas incluem o valor da raiz quadrada do erro quadrático médio da AFO (RMS), o rácio de Strehl visual (VSMTF) calculado com base na MTF, a área sob a MTF (auMTF) e o desvio padrão da PSF (STD PSF), entre outras (24). Foram realizados diversos estudos clínicos para determinar a correlação entre estas métricas e refrações subjetivas (25) ou acuidade visual (26), sendo a VSMTF uma das métricas com maior valor clínico. Esse é mais um motivo para ser dado um destaque especial ao cálculo da MTF a partir da reconstrução da distribuição de fase.

3.2.2 - Equação de Transporte de intensidade - teoria

A equação de transporte de intensidade (TIE - *transport of intensity equation*) é uma equação diferencial complexa que relaciona a evolução da distribuição da intensidade com a distribuição da fase ao longo da direção de propagação de um feixe luminoso. A TIE obtém-se da equação de Helmholtz para a propagação de um campo ótico $E(x, y, z)$ em espaço livre:

$$\nabla^2 E(x, y, z) + k_0^2 E(x, y, z) = 0 \quad (6)$$

onde k_0 é o número de onda, ∇^2 representa o operador laplaciano e $\vec{\nabla}_\perp$ representa o gradiente das componentes transversais à direção de propagação do feixe. Supondo que o campo $E(x, y, z)$ representa uma onda que se propaga ao longo da direção z e que se pode aplicar a aproximação paraxial, então pode-se escrever na forma:

$$E(x, y, z) = A(x, y, z)e^{-jk_0z} \quad (7)$$

onde $A(x, y, z)$ é o envelope de variação lenta correspondente a esta perturbação ótica, podendo este expressar-se em função da intensidade $I(x, y, z)$ e da fase $\varphi(x, y, z)$ por

$$A(x, y, z) = \sqrt{I(x, y, z)}e^{-j\varphi(x, y, z)} \quad (8).$$

Substituindo o campo ótico escrito na forma paraxial na equação de Helmholtz e após várias manipulações algébricas, obtém-se um par de equações denominadas equações de transporte de intensidade que foram originalmente aplicadas por Teague (27) e por Streibl (28) para determinar a fase:

$$-k_0 \frac{\partial I}{\partial z} = \vec{\nabla}_\perp \cdot (I \vec{\nabla}_\perp \varphi) \quad (9),$$

$$2k_0 I^2 \frac{\partial \varphi}{\partial z} = \frac{1}{2} I \nabla_\perp^2 I - \frac{1}{4} (\vec{\nabla}_\perp I) \cdot (\vec{\nabla}_\perp I) - I^2 (\vec{\nabla}_\perp \varphi) \cdot (\vec{\nabla}_\perp \varphi) \quad (10).$$

Se a distribuição de intensidade for aproximadamente constante no plano transversal à direção de propagação, como acontece num objeto de fase, a penúltima equação escreve-se:

$$\nabla_\perp^2 \varphi(x, y) = -\frac{k_0}{I(x, y)} \frac{\partial I(x, y)}{\partial z}, \quad (11)$$

a que se pode aplicar a aproximação de primeira ordem, no caso de a intensidade ser medida em dois planos espaçados por uma distância Δz suficientemente pequena:

$$\nabla_\perp^2 \varphi(x, y) = -\frac{k_0}{I(x, y; z_0)} \frac{I(x, y; z_0 + \Delta z) - I(x, y; z_0)}{\Delta z} \quad (12)$$

A equação anterior é considerada uma equação de Poisson a 2D e é válida apenas se for possível desprezar o gradiente da intensidade nas componentes transversais à direção de propagação do feixe, ou seja $\vec{\nabla}_\perp I \approx 0$. Esta equação pode ser resolvida de forma a obter a fase $\varphi(x, y)$ no plano da câmara digital (CCD) usando transformadas de Fourier (29):

$$\Phi_{CCD}(k_x, k_y; z) = -k_0 \frac{\mathcal{F}\left\{\frac{1}{I(x, y)} \frac{\partial I(x, y)}{\partial z}\right\}}{k_x^2 + k_y^2} \quad (13)$$

em que $\mathcal{F} \equiv \mathcal{F}_{xy}$ designa a TF bidimensional, Φ_{CCD} é a TF bidimensional da distribuição de fase no plano da câmara e $k_x = 2\pi f_x$, $k_y = 2\pi f_y$, em que f_x e f_y são as frequências espaciais no domínio de Fourier. Esta solução pode ser interpretada como uma de convolução no plano de Fourier. Assim, para obter a distribuição de fase basta calcular a TF inversa de acordo com a expressão (30):

$$\varphi_{CCD}(x, y; z) = \mathcal{F}^{-1}\{\Phi_{CCD}(k_x, k_y; z)\} \quad (14).$$

Esta é a solução para o mapa de fase no plano da câmara, sendo a amplitude simplesmente a raiz quadrada da intensidade medida no mesmo plano. Quando o objetivo final é obter o mapa de fase num plano objeto distinto do plano de aquisição, o seu cálculo é feito por meio da propagação de Fresnel, até esse plano, de acordo com a teoria escalar de Difração que será brevemente revista mais adiante.

3.2.3 - Aspectos computacionais da TIE

Ao longo do tempo, diversas soluções numéricas da equação de transporte de intensidade têm vindo a ser desenvolvidas diferindo sobretudo em termos de exatidão, sensibilidade ao ruído e tempo de execução (31) (32) (33). Quando se trata de resultados experimentais, os métodos iterativos tendem a fornecer melhores resultados. Neste trabalho é usado um método iterativo baseado na TF (34).

Outro aspeto a ter em conta quando se resolve uma equação de Poisson é a necessidade de imposição de condições fronteira (CF) para que a solução seja única. Isto equivale a dizer que a fase é conhecida na fronteira do domínio em que ela é estimada o que é uma tarefa quase impossível uma vez que ela faz parte do mapa que está a tentar ser medido. Contudo, é sempre possível avançar com alguns pressupostos. Se o objeto for centrado no campo de visão, pode-se pressupor uma variação de fase nula na fronteira, mas quando as CF de Dirichlet ou de Neumann não são observadas vão ocorrer erros na recuperação do mapa de fase.

À semelhança da abordagem seguida por Roddier & Roddier (29) (30), neste trabalho tem-se em conta a geometria circular da abertura das lentes que se pretende analisar e aplicam-se as CF na circunferência que define o respetivo contorno. Os melhores resultados foram obtidos quando se força simultaneamente $I(x, y) = 0$ e $\vec{\nabla}_{\perp} \varphi(x, y) = 0$ no contorno circular determinado após cuidadosa centragem e deteção de contorno da imagem (figura 3.1).

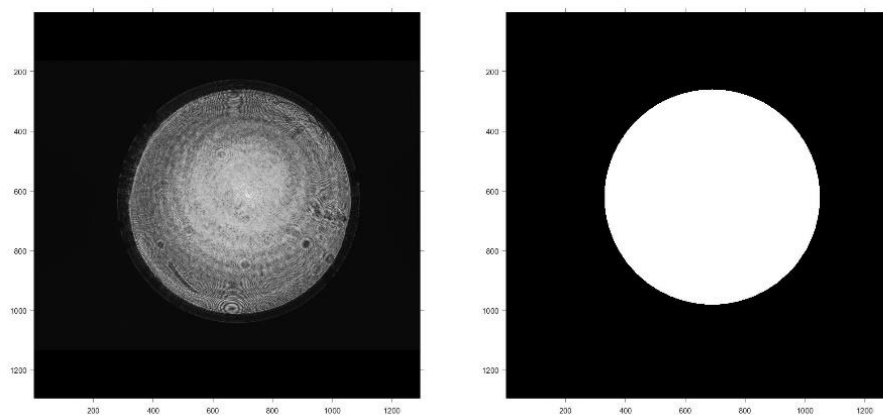


Figura 3.2 - Esquerda: Imagem captada pela câmara digital da imagem da distribuição de intensidade no plano de pupila de saída de uma lente de contacto (LC) com 8,8 mm de diâmetro. Direita: máscara digital para processamento da imagem da LC para aplicação das condições fronteira.

Ainda relacionado com as CF em conjunto com a implementação numérica da TF por via da chamada FFT (*Fast Fourier Transform*), podem surgir artefactos indesejados. Estes efeitos podem ser minimizados quando as matrizes que representam as imagens são ampliadas e os pixels adicionais são preenchidos com zeros ou com o valor médio (*zero padding*) na área que contorna a zona de interesse. Neste trabalho, quer na etapa de simulação quer na etapa experimental, foi utilizada a técnica de *zero padding*, uma vez que a sua aplicação introduziu melhorias significativas nos resultados.

O software de reconstrução de fase utilizado tanto nas simulações como no tratamento dos resultados experimentais resolve a equação de Poisson usando FFTs e foi adaptado do software escrito em linguagem MATLAB® disponível online (35). Existe em duas versões: a de passo simples e a iterativa. A versão de passo simples é de implementação mais fácil, pois não há necessidade de afinar tantos parâmetros como na versão iterativa para que as estimativas forneçam bons resultados. Na fase de simulação foram testadas ambas as versões tendo-se verificado que o número de passos necessários para atingir um erro mínimo dependia fortemente dos parâmetros óticos e de qualidade de sinal. Assim, para uma comparação mais rigorosa, foi usado o método de passo simples na fase de simulação. No entanto, a versão iterativa forneceu estimativas mais consistentes no caso de resultados experimentais, pelo que foi a opção eleita neste último caso.

3.2.4 - Montagem ótica e traçado de raios

O estudo de sensibilidade do método TIE em relação aos parâmetros de montagem ótica e às características das lentes a testar pressupõe a capacidade de simular os mapas de intensidade gerados pela experiência. Para esse efeito, há que simular a frente de onda gerada pelo sistema o que requer o cálculo dos percursos de um elevado número de raios luminosos através do sistema. A utilização de uma plataforma computacional de desenho e cálculo de sistemas óticos como, por exemplo o OSLO, o Zemax ou o Code-V, torna possível esse cálculo desde que se os elementos óticos que compõem a montagem experimental sejam especificados.

Embora seja possível calcular a frente de onda imediatamente à saída da lente de teste, do ponto de vista experimental tal não é viável pois isso implicaria colocar a câmara digital em contacto com a superfície a testar. Este é um problema comum na implementação de TIE que é tradicionalmente resolvido utilizando um sistema ótico em configuração 4f, muito conhecido da Ótica de Fourier. Este sistema resulta da combinação de duas lentes convergentes em configuração afocal, ou seja, separadas entre si de uma distância correspondente à soma das respetivas distâncias focais.

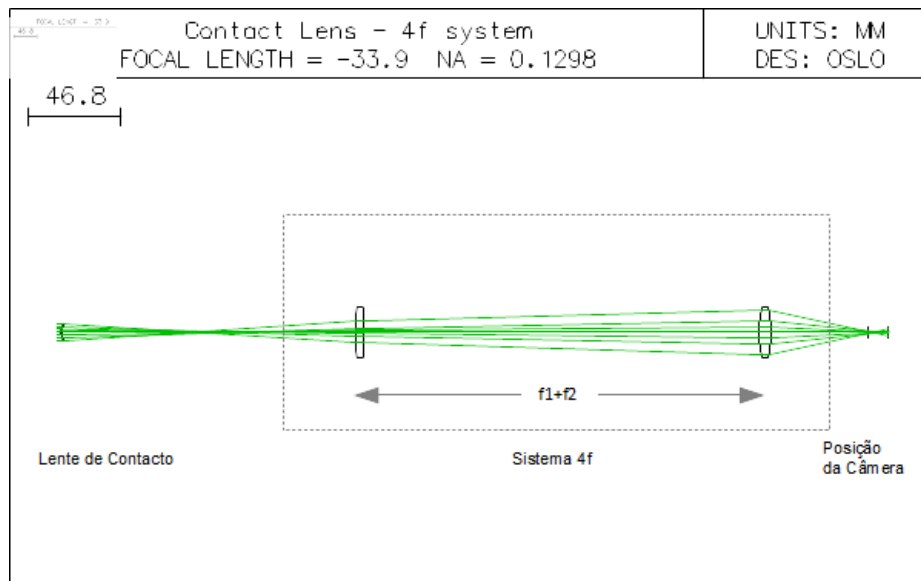


Figura 3.3 - Exemplo de um sistema ótico, baseado na configuração 4f, utilizado na simulação da frente de onda produzida por uma lente de contacto. O traçado de raios é implementado no software OSLO EDU 7.0.2.

Nesta montagem, a lente de teste é colocada no ponto focal anterior da primeira lente do sistema 4f, enquanto que a câmara é colocada no ponto focal posterior da segunda lente. Para além de adquirir a distribuição de intensidade no plano focal, são captadas duas imagens adicionais desfocadas de $+dz$ e de $-dz$ em torno da distância de referência z_0 .

O desenho do sistema ótico deve ter em conta as dimensões laterais da câmara e das imagens que se pretende adquirir. Tendo em conta as lentes disponíveis para teste, para captar a totalidade da abertura das mesmas, torna-se necessário reduzir a ampliação da imagem para um valor inferior a $1 \times$ o que significa que a distância focal da segunda lente terá que ser inferior à da primeira. O mapa de fase estimado pela técnica TIE deverá, posteriormente, ser redimensionado para obter o verdadeiro valor à saída da lente de teste.

A análise do traçado de raios do sistema completo permite, ainda, contabilizar as aberrações introduzidas pelo sistema 4f, que deverão ser consideravelmente inferiores às aberrações da lente para que o método tenha sensibilidade adequada. As simulações descritas na secção de resultados tiveram em conta o material disponível no laboratório do Centro de Ótica da UBI, onde foi realizada a componente experimental deste estudo, pelo que se torna evidente que, havendo a possibilidade de construir um sistema com lentes adquiridas especificamente para este efeito, seria possível obter um sistema limitado por difração por forma a aumentar a sensibilidade da técnica.

Uma vez introduzidas as especificações do sistema ótico no programa, obtém-se o mapa de AFO definido na imagem que o sistema 4f projeta da abertura da lente de teste sobre o plano focal da última lente. O mapa de aberrações é representado graficamente usando o menu Evaluate->Wavefront_>contour (ver figura 3.4).

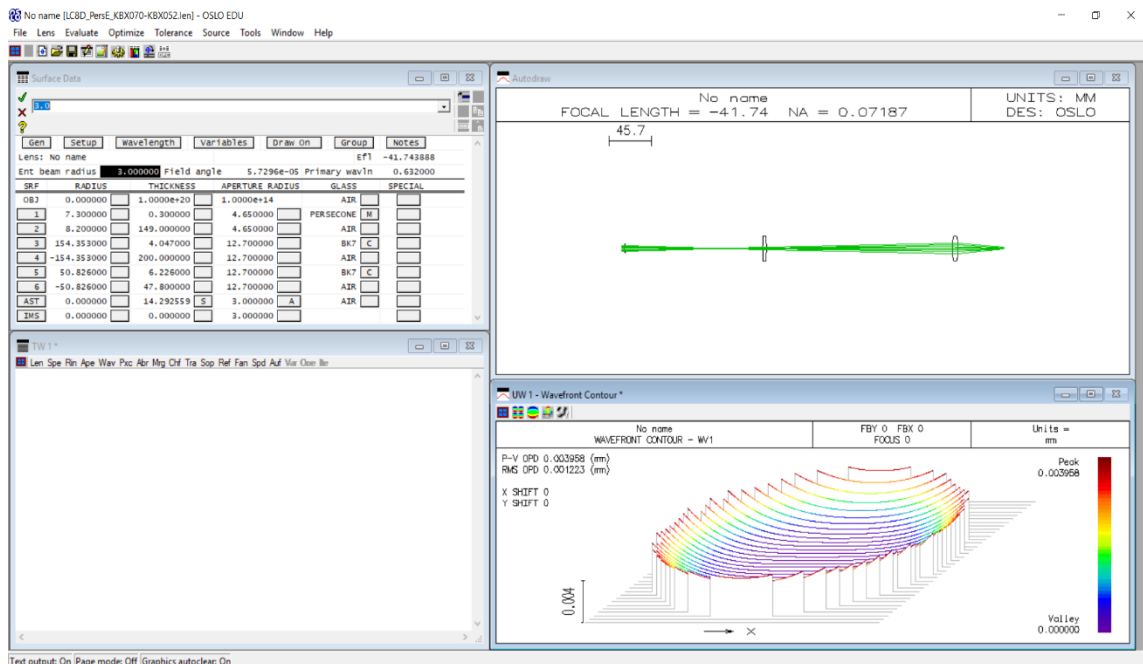


Figura 3.4 - Mapa AFO da imagem projetada pelo sistema 4f sobre o plano focal da última lente.

Contudo, não existe uma funcionalidade do programa predefinida que permita passar esse mapa para um ficheiro que possa ser lido pelo MATLAB para simulação da propagação do feixe e aplicação da TIE. Para esse efeito foi escrito um script denominado “test_gwf” numa linguagem própria do OSLO, a linguagem de programação compilada CCL que usa uma sintaxe idêntica à da linguagem C. Este script encontra-se transcrito no Anexo I. O mapa de AFO é exportado na forma de uma matriz NxN, sendo a dimensão lateral N o único argumento que é passado ao comando “test_gwf”. Limitações de memória interna do programa OSLO, impedem que o valor de N seja superior a 256. Os valores das aberrações expressam-se em μm , como é habitual no contexto das Ciências da Visão.

De modo a ultrapassar a limitação imposta pelas dimensões da matrix que é possível exportar a partir do programa de traçado de raios, as AFO são processadas no MATLAB e ajustadas aos polinómios de Zernike para posterior reconstrução com a resolução desejada. Este processamento é analisado em maior detalhe na secção 3.2.6. Caso o ajuste aos polinómios de Zernike não forneça a exatidão requerida, é possível utilizar técnicas de redimensionamento alternativas baseadas, por exemplo, em interpolação.

3.2.5 - Propagação de feixes óticos

Na simulação da distribuição de intensidade nos dois planos adjacentes ao plano focal é utilizada a teoria escalar da difração na aproximação de Fresnel (figura 3.4). A propagação do feixe pode ser calculada usando uma fórmula simples que recorre a duas transformadas de Fourier e à função de transferência.

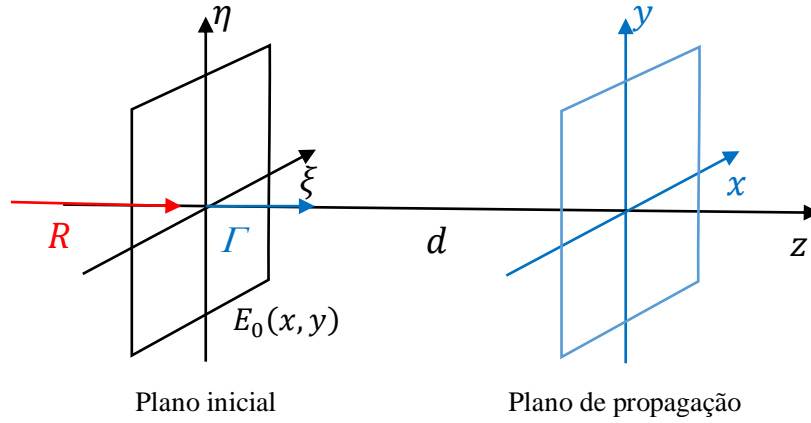


Figura 3.5 - Planos de propagação de feixe ótico.

Em primeiro lugar, é simulada a fase $\varphi(x, y)$ no plano focal $z = z_0$ (ou plano da câmara) conforme resulta do traçado de raios obtido com o software de desenho de sistemas óticos. Posteriormente, utiliza-se a solução obtida a partir da equação de Helmholtz no domínio de Fourier:

$$\tilde{E}(k_x, k_y) = \mathcal{F}\{E(x, y)\} \quad (15)$$

$$\frac{\partial^2 \tilde{E}(k_x, k_y; z)}{\partial z^2} + k_0^2 \left(1 - \frac{k_x^2}{k_0^2} - \frac{k_y^2}{k_0^2} \right) \tilde{E}(k_x, k_y; z) = 0 \quad (16)$$

Sujeita à condição inicial,

$$\tilde{E}_0(k_x, k_y) = \mathcal{F}\{E_0(x, y; z = 0)\} \quad (17)$$

e cuja solução é dada por:

$$\tilde{E}(k_x, k_y; z) = \tilde{E}_0(k_x, k_y) \exp \left[-jk_0 \sqrt{1 - \frac{k_x^2}{k_0^2} - \frac{k_y^2}{k_0^2}} z \right]. \quad (18)$$

Assim, define-se a função de transferência para a propagação em espaço livre, de acordo com a expressão:

$$H(k_x, k_y; z) = \exp \left[-jk_0 \sqrt{1 - \frac{k_x^2}{k_0^2} - \frac{k_y^2}{k_0^2}} z \right] \quad (19)$$

De acordo com esta solução, a amplitude complexa do campo ótico no plano $z = z_0 + dz$, obtém-se da TF inversa do espectro angular do campo medido no plano inicial após multiplicação pelo propagador $H(k_x, k_y; z)$.

$$E(x, y; z) = \mathcal{F}^{-1}\{\tilde{E}_0(k_x, k_y) \times H(k_x, k_y; z)\} \quad (20)$$

ou, de forma equivalente,

$$E(x, y; z) = \mathcal{F}^{-1}\{\mathcal{F}\{E_0(x, y; z = 0)\} \times H(k_x, k_y; z)\} \quad (21)$$

O método de propagação que se acabou de descrever tem o nome de *método do espectro angular* e é válido sobretudo para distâncias de propagação reduzidas. Note-se que esta aproximação é validada para ondas planas incidentes, pelo que apenas se pode aplicar em situações em que a lente de teste não produz, no plano da câmara, uma curvatura muito pronunciada.

Na aproximação de Fresnel, a solução anterior pode escrever-se na mesma forma, mas a função de transferência toma a forma:

$$H(k_x, k_y) \approx \exp[-jk_o z] \exp\left[j \frac{z}{2k_o} (k_x^2 + k_y^2)\right]. \quad (22)$$

Dado que a propagação se processa do plano focal $z_0 = 0$ para os planos $z_+ = +\Delta z$ e $z_- = -\Delta z$, os campos óticos nestes dois últimos planos são calculados pelas expressões:

$$E_+(x, y) \equiv E(x, y; +\Delta z) = \mathcal{F}^{-1}\left\{\tilde{E}_0(k_x, k_y) \times \exp[-jk_o \Delta z] \exp\left[j \frac{\Delta z}{2k_o} (k_x^2 + k_y^2)\right]\right\}, \quad (23)$$

$$E_-(x, y) \equiv E(x, y; -\Delta z) = \mathcal{F}^{-1}\left\{\tilde{E}_0(k_x, k_y) \times \exp[+jk_o \Delta z] \exp\left[-j \frac{\Delta z}{2k_o} (k_x^2 + k_y^2)\right]\right\}. \quad (24)$$

As transformadas de Fourier (direta e inversa) são calculadas na forma de TF de discretas 2D uma vez que o campo $E_0(x, y)$ é obtido numa matriz $N \times N$ que representa o sensor da câmara digital. Tendo sido realizadas no MATLAB, as simulações apresentadas neste estudo usam os comandos `fft2` e `ifft2` para realizar as TF de acordo com o algoritmo da *Fast Fourier Transform*.

Para evitar artefactos indesejáveis nos resultados numéricos devidos à discretização dos mapas de intensidade, há que satisfazer determinados critérios de amostragem (12) que determinam, por exemplo, o tamanho máximo que poderá ter um pixel ou o tamanho mínimo que deverá ter o sensor de imagem para o comprimento de onda e as distâncias de propagação considerados. Supondo que o sensor tem pixels quadrados de dimensão lateral $\Delta x = \Delta y$, para que o termo exponencial da função de transferência seja convenientemente amostrado, há que satisfazer a desigualdade:

$$\Delta x \leq \frac{\lambda \Delta z}{L_x}, \quad (25)$$

onde, $L_x = N\Delta x$ é a dimensão lateral máxima do sensor. Por exemplo, usando uma câmera Guppy Pro F-503 com $N=1296$ pixels de tamanho $4,4\mu\text{m} \times 4,4\mu\text{m}$ e um laser de He-Ne com um comprimento de onda de $632,8\text{ nm}$, o valor mínimo de Δz seria de cerca de 40 mm .

Por outro lado, a aproximação linear utilizada na equação de Poisson (11) para a derivada $\partial I/\partial z$ impõe um limite superior à desfocagem Δz . Como será referido mais adiante, o ruído tem também um papel importante na escolha deste parâmetro. Os valores tipicamente utilizados são da ordem das dezenas ou centenas de micrómetro, muito abaixo da estimativa anterior. É claro que, numa situação fictícia, e em ambiente de simulação, é possível satisfazer os critérios de amostragem com valores de Δz mais reduzidos, bastando para tal diminuir o tamanho do pixel ou o tamanho do sensor. Isto reduz a aplicabilidade do método a amostras de dimensões extremamente reduzidas, como por exemplo, *arrays* de microlentes.

Assim, tendo em conta a aplicação em mãos e os constrangimentos experimentais, a estratégia de simulação passou por escolher um plano de aquisição afastado do plano focal e fazer a propagação de Fresnel até aos três planos ($z_0 - \Delta z$; z_0 ; $z_0 + \Delta z$). Uma vez obtidas as amplitudes complexas do campo ótico, as intensidades são calculadas pela expressão:

$$I_{\pm}(x, y) = |E_{\pm}(x, y)|^2. \quad (26)$$

3.2.6 - Reconstrução da fase e ajuste aos coeficientes de Zernike.

A grande utilidade dos métodos de reconstrução de fase consiste na possibilidade de obter uma série de métricas de qualidade de imagem a partir do mapa de fase do sistema ótico em teste. Os coeficientes de Zernike constituem uma representação muito mais condensada das AFO do que a própria matriz das aberrações. Além disso, os vários coeficientes de Zernike fornecem uma interpretação mais física dos fatores que mais contribuem para a degradação da qualidade de imagem como, por exemplo, a aberração esférica que está associada à forma e abertura da lente ou o astigmatismo secundário e o coma que estão sobretudo ligados ao campo de visão e a descentramentos ou imperfeições das superfícies óticas.

Para obter a função de pupila aberrante (2) que permite calcular a MTF ou a PSF da lente de teste, a informação sobre a fase vai ser, em primeiro lugar, convertida em coeficientes de Zernike. A partir destes coeficientes, calculam-se as restantes métricas conforme as fórmulas matemáticas apresentadas na secção 3.2.1.

Os coeficientes de Zernike são calculados por inversão matricial partindo da seguinte equação:

$$w(R\rho, \theta) = \sum_{i=0}^J c_i Z_i(\rho, \theta), \quad (27)$$

onde $\rho = r/R$ é o raio da pupila de saída normalizado ao raio máximo R , J é a ordem mais elevada, c_i é o coeficiente de Zernike de ordem i , de acordo com o esquema de indexação simples ordenado de acordo com a norma ANSI Z80.28-2004 (34). Para aplicar a inversão matricial, a equação anterior deve expressar-se na forma:

$$\mathbf{w} = \mathbf{Zc} \quad (28)$$

Esta equação equivale a um sistema linear de equações sobredeterminado em ordem aos coeficientes c_i , que pode ser resolvido como uma equação matricial usando o operador divisão de matriz do MATLAB, $c = Z/w$. A solução assim obtida é a que minimiza o erro quadrático médio entre a frente de onda medida e a frente de onda reconstruída com a expansão de Zernike. O código utilizado usa a matriz pseudo-inversa de Moore-Penrose e foi adaptado do script de MATLAB disponível online (36) e que se encontra transcrito no Anexo II. Este programa recebe a matriz da AFO calculada no OSLO® e gravada num ficheiro ASCII com o script CCL “test_gwf.m” escrito para o efeito. Após leitura deste ficheiro, o mapa de frente-de-onda é devidamente formatado e guardado numa matriz que vai ser passada ao programa “ReadWFdata_OSA.m” para o processo de regressão, usando $J = 36$ polinómios de Zernike.

3.2.7 - Efeito do ruído e dos parâmetros de montagem ótica.

Um estudo detalhado sobre os efeitos do ruído e das aproximações numéricas no desempenho da TIE apontam para um valor ótimo de desfocagem dado pela expressão (29):

$$\Delta z_{opt} = \left[3\sigma \left(\frac{\partial^3 I_{ideal}(x,y)}{\partial^3 z} \right)^{-1} \right]^{\frac{1}{3}}. \quad (29)$$

em que, σ representa do desvio padrão associado a ruído aditivo gaussiano e $I_{ideal}(x,y)$ é a componente determinística (isenta de ruído) da distribuição de intensidade no plano perpendicular à direção de propagação. Esta expressão resulta expansão em série de Maclaurin de ordem cúbica da expressão para a aproximação à derivada $\partial I/\partial z$ e mostra que existem dois efeitos antagónicos, sendo necessário estabelecer uma relação de compromisso que preserve cada um deles dentro de limites aceitáveis:

- (a) por um lado, a distância de desfocagem Δz deve ser suficientemente *pequena* para que a diferença de intensidades medidas nos dois planos $I_+(x,y) - I_-(x,y)$ forneça uma estimativa rigorosa da derivada a introduzir na equação de transporte.
- (b) por outro lado, a distância de desfocagem Δz deve ser suficientemente *grande* para que o sinal dado pela diferença de intensidades supere em larga medida o nível de ruído.

As simulações que se seguem irão investigar a influência do ruído da eletrónica de aquisição e da potência da lente de teste na escolha do parâmetro ótimo de desfocagem, tendo em conta os cenários possíveis do ponto de vista experimental. A potência da lente de teste, bem como o nível de aberrações por ela produzido, influencia o erro de não-linearidade em $\partial I/\partial z$. Para estudar a influência da potência da lente irão escolher-se diversas distâncias focais, o que afetará a gama dinâmica do mapa de fase. A variação este parâmetro terá que ser considerada na condição de amostragem crítica que estabelece um limite inferior para a distância focal da lente dado pela equação:

$$z_f > \frac{w_L}{\lambda} \left(\frac{1}{2\Delta x} - B \right)^{-1}, \quad (30)$$

em que, w_L é o raio de abertura da lente, λ é o comprimento de onda do feixe óptico, Δx é a dimensão lateral do pixel da câmera digital e B é a largura de banda efetiva associada ao mapa de fase. Este último parâmetro é, normalmente, escolhido de acordo com o critério que estabelece que 98% da potência espectral do sinal deve ser incluída na área circunscrita de raio B , o que leva à expressão:

$$B \approx \frac{5}{w_L}. \quad (31)$$

3.3 - Montagem Experimental

Para recolher a imagens necessárias a este estudo, foi utilizada uma montagem desenvolvida no Centro de Ótica (CO) da UBI, apresentada nas figuras 3.5 e 3.6 onde podem ser identificados todos os seus componentes.

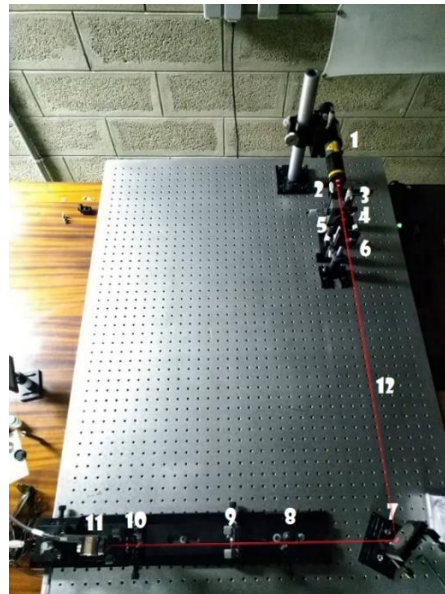


Figura 3.6 - Montagem experimental utilizada para aquisição de imagens (1-Laser HE-NE; 2- Filtro espacial; 3-Objetiva; 4-Pinhole; 5- Íris; 6- Lente colimadora; 7- Espelho; 8- Posição das RGP; 9 e 10- Lentes do sistema 4f; 11- Câmara; 12- Percurso do feixe luminoso.

Como fonte luminosa de luz coerente, foi utilizado um laser de He-Ne com potência de saída de 5mW, que emite um feixe vermelho a 632,8nm.

Para que o feixe luminoso conseguisse chegar à câmara de aquisição de imagem, este atravessou diversos componentes óticos. Em primeiro lugar, um filtro espacial, que usa os princípios da ótica de Fourier para alterar a estrutura de um feixe luminoso produzido pelo laser de He-Ne a operar no comprimento de onda $\lambda=632,8 \text{ nm}$. O filtro espacial é constituído por uma objetiva de microscópio com ampliação de 20X que foca o feixe num orifício de dimensões muito reduzidas (pinhole de 15 μm de diâmetro) de forma a que apenas a luz contida no interior do disco de Airy seja transmitida para o seu exterior, fornecendo um feixe praticamente uniforme.

Foi também utilizada uma lente colimadora com distância focal de 8,5cm, que expandiu o feixe para um diâmetro de 10 mm, valor que se verificou praticamente constante ao longo de mais de 6m de comprimento. A montagem foi efetuada sobre uma mesa Newport de 0,9mx1,2m. Atendendo às reduzidas dimensões da mesa, foi necessário colocar um espelho de 5cm de diâmetro que refletiu o feixe luminoso na direção da câmara de aquisição, obtendo-se uma configuração em L, como ilustra a figura 3.6.

Após ser refletido no espelho, o feixe luminoso ainda atravessa um sistema denominado de “Sistema 4f”, que é composto por duas lentes biconvexas, cuja função é focar o plano imagem logo à saída das lentes testadas no plano de imagem de captação da câmara.

A Guppy Pro F503C da Allied Vision Technology (AVT) com modo de cor RGB8 foi o modelo de câmara escolhido para este trabalho, contudo todos os testes foram realizados no modo Mono8. Esta câmara de aquisição tem um total de área útil de captação de imagem de 2538x1940 pixéis, o que equivale a uma área de 5,7x4,3 mm². Os pixéis são quadrados, com uma dimensão de 2,2µm e a intensidade de cada pixel é representada por 12 bits o que equivale a 4096 níveis de cinzento. Devido ao facto de a câmara possuir um sensor a cores, o esquema de organização do respetivo sensor CMOS, em células de 4x4 pixéis, apenas permite que seja utilizada metade da resolução anunciada pelo fabricante. Em consequência, o tamanho efetivo do pixel a considerar no processamento dos resultados passa a ser dado por 4,4 µm. A taxa de aquisição de imagens em máxima resolução é de 13fps (do inglês *frames per second*). Este captador de imagem é controlado através de uma carta IEEE 1394b instalada num computador pessoal com processador Intel® Core™i7-3770.

3.4 - Aquisição, Registo e Processamento de Imagens

3.4.1 - Procedimento de calibração

Para verificar que o feixe foi colimado eficazmente e refletido na direção desejada com o menor *tilt* possível após aplicado o Sistema 4f, foi necessário recorrer a um método de calibração bastante simples, colocando um alvo (apresentado na figura 3.7) no percurso do feixe ótico, após o espelho.

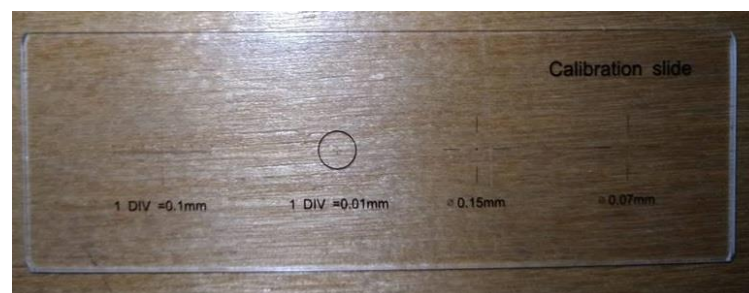


Figura 3.7 - Lamela com alvos de calibração de feixe luminoso.

O feixe encontrava-se bem alinhado, quando após colocar o alvo no centro da imagem captada pela câmara, focando-o, este permanecia na mesma posição ao ser deslocado no eixo z, aumentando e diminuindo a sua distância em relação ao Sistema 4f.

Nas figuras 3.8 e 3.9, encontram-se apresentadas as imagens do feixe ótico captadas do antes e após o alvo de calibração ser colocado, assim como também as imagens referentes ao processo de deslocação do alvo de calibração no eixo z.



Figura 3.8 - Feixe ótico antes e após colocação de alvo de calibração.



Figura 3.9 - Processo de calibração através do deslocamento do alvo de calibração no eixo z (Da esquerda para a direita, alvo mais próximo do Sistema 4f; alvo de calibração focado; alvo mais afastado do Sistema 4f)

3.4.2 - Lentes RGP de +8,00D e de +10,5D.

A metodologia utilizada para ambas as lentes RGP foi igual, usando o mesmo Sistema 4f nas duas avaliações. Assim sendo, o sistema tinha 200,00mm de distância total entre as duas lentes biconvexas, e entre o sistema e a lente avaliada havia 149,00mm de distância. A distância entre a câmara e a 2ª lente do Sistema 4f, devia ser igual à distância focal da KBX052, mas devido à incerteza na medição das distâncias na montagem, foi necessário recorrer a um pequeno deslocamento da câmara de maneira a otimizar a sua posição.

Para ambas as lentes foram adquiridas imagens do feixe luminoso variando a posição da câmara em vários deltas z, realizando 3 medições em cada um deles, as quais foram enviadas para o

computador, aplicando um software desenvolvido para efetuar a aquisição, registo e processamento de imagem. Este encontra-se escrito no programa MATLAB® R2018a (versão 9.4.0.813654) com o auxílio de ferramentas de Aquisição de Imagem (Image Acquisition Toolbox™5.4) e da biblioteca associada à câmara Guppy Pro F503C. O script elaborado para aquisição de imagem encontra-se transcrito no Anexo III.

3.5 - Limitações

Os métodos baseados na equação de transporte de intensidade são conhecidos por apresentarem uma série de dificuldades práticas, nem todas abordadas neste capítulo. Entre elas está a precisão com que se ajusta o parâmetro de desfocagem Δz , ou a violação do pressuposto de conservação de energia devido a fugas do feixe luminoso nas fronteiras da imagem. A dificuldade mais importante, no entanto, tem a haver com o alinhamento da montagem, pelo que seria útil realizar um estudo de sensibilidade da técnica a descentramentos e inclinações dos componentes óticos da montagem.

A metodologia apresentada, tanto na vertente de simulação computacional como na experimental, foi condicionada pelos recursos disponíveis no laboratório de investigação onde decorreu este trabalho. Assim, quando se escolheram parâmetros ótimos, teve-se em conta que esses não serão, por ventura, os ideais, mas os melhores de um conjunto relativamente limitado. Estes aspetos serão discutidos em maior profundidade no final do capítulo que se segue.

4. Resultados e Discussão

4.1 - Simulações computacionais

Antes de testar experimentalmente a montagem ótica, foram realizadas diversas simulações através do programa OSLO®, em conjunto com o ambiente de programação MATLAB®, para dimensionar os parâmetros da montagem ótica e prever o desempenho da técnica TIE na reconstrução da fase e estimação das métricas de qualidade de imagem. Para tal, foi necessário calcular qual a combinação de lentes do sistema 4f a usar para conseguir colocar as imagens completas das LC RGP na câmara de aquisição.

Embora o objetivo principal deste trabalho seja investigar as potencialidades do método baseado na TIE para avaliação de LIOs, a impossibilidade de obter lentes deste tipo de baixas potências que pudessem analisadas com os recursos disponíveis para a construção da montagem ótica, levou a que fossem utilizadas lentes de contacto nos testes preliminares. A título ilustrativo, serão apresentados alguns resultados para uma LIO monofocal de +26,50 D. No entanto, estes servem para mostrar as limitações do sistema na sua configuração atual e não permitem uma avaliação quantitativa confiável.

As lentes de contacto RGP que foi possível obter têm as características apresentadas na Tabela 4.1:

Tabela 4.1- Parâmetros das lentes avaliadas (*CAB: do inglês *Cellulose acetate butyrate*).

Nome	Potência	Material	n	Espessura	Raio de curvatura posterior	Diâmetro
Persecon E	+8,00D	CAB *	1,475	0,33mm	8,20mm	8,80mm
Persecon E	+10,5D	CAB *	1,475	0,38mm	7,30mm	9,30mm

Como os diâmetros das duas lentes são consideravelmente maiores que a área útil da câmara de aquisição ($5,7 \times 4,3 \text{ mm}^2$), foram escolhidos diferentes pares de lentes biconvexas dependendo de quais as lentes analisadas, de maneira a diminuir o diâmetro da imagem da lente de teste no plano do sensor da câmara.

Assim para as lentes RGP, foi escolhida como 1ª lente do Sistema 4f, a lente Newport KBX070 biconvexa com distância focal de 150,00mm e de 2,5cm de diâmetro. Como 2ª lente, foi colocada uma Newport KBX052 biconvexa com 50,20mm de distância focal e de 2,5cm de diâmetro, que combinadas permitiram criar uma imagem 1:3 menor que a original. Abaixo encontra-se representado o traçado de raios e ótica paraxial:

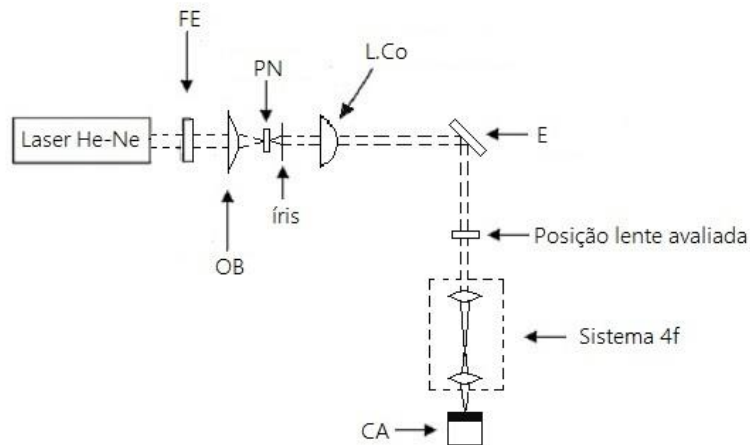


Figura 4.1 - Esquema de montagem utilizado (FE- Filtro espacial; OB- Objetiva; PN- Pinhole; L.Co- Lente colimadora; E- Espelho; CA- Câmara de aquisição).

4.1.1 - Otimização do parâmetro de desfocagem

Nesta secção são analisados dois aspetos fundamentais na escolha da distância do parâmetro de desfocagem Δz que tem, como se referiu anteriormente, um impacto relevante na reconstrução da fase. Por um lado, será analisada a influência do valor pico-a-pico da fase que é tanto maior quanto maior for a potência da lente, quando a aberração de Zernike defocus (C_4) não é compensada. Num cenário experimental em que seja possível compensar a componente de *defocus*, o valor pico-a-pico passa a ser dominado sobretudo pelo valor RMS total das aberrações de ordem superior. Por outro lado, será examinado o efeito do ruído devido à qualidade do feixe laser e à eletrónica de aquisição.

4.1.1.1 - Efeito do valor pico-a-pico

A amplitude máxima de variação do mapa de AFO (valor pico-a-pico ou PV, do inglês *peak-to-valley*) tem um grande impacto na sensibilidade da técnica TIE. O nível de PV depende das aberrações de ordem superior quando as aberrações de segunda ordem estão bem compensadas. A aplicação da técnica TIE faz mais sentido neste caso pois a curvatura induzida pela potência da lente de teste é muito pronunciada, tornando difícil a reconstrução dos mapas de fase. Também a abertura da lente influencia o valor PV. Quanto maior a abertura maior será o valor de PV. Deve-se ter em atenção que a área detetada pela câmara digital depende do diafragma de abertura do sistema. O sistema ótico deve, assim, ser cuidadosamente desenhado para que as lentes do sistema 4f não bloqueiem a luz proveniente da lente alterando, deste modo, a posição da pupila de saída do sistema que deve coincidir com a abertura da superfície ótica a testar.

A figura 4.2 mostra como se define o valor PV a partir de um corte transversal do mapa de AFO com simetria de rotação esférica. Na realidade, o valor PV deve calcular-se tendo em conta toda a distribuição bidimensional do feixe quando esta simetria não existe.

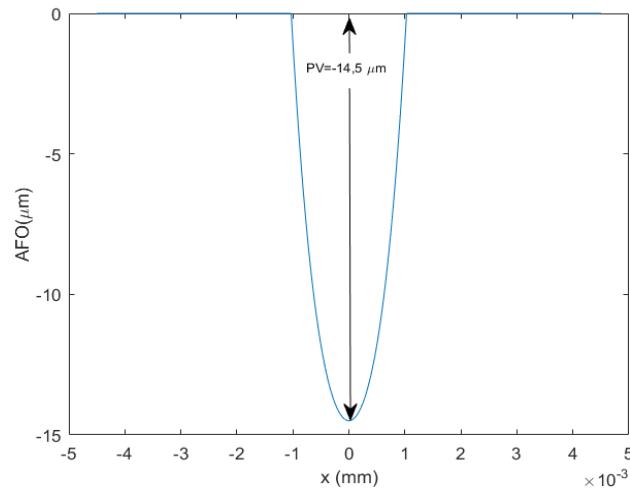


Figura 4.2 - Definição do valor PV a partir de um corte transversal do mapa de AFO. Simulação da lente de contacto de +8,00D com componente de refração esférica de +20,00D.

Para testar o efeito do valor PV na escolha do parâmetro de desfocagem ótimo Δz_{opt} , escolheu-se para lente de teste um modelo de simulação da lente de contacto de +8,00D disponível para análise (ver tabela 1). Fez-se variar os valores de Δz entre $20\mu\text{m}$ e 2 mm, em passos de $20\mu\text{m}$. Foi adicionado ao sinal do ruído gaussiano com um valor de desvio padrão fixado em 1%. A amplitude de variação da fase foi controlada através da variação da distância focal da lente de teste. Neste caso, usou-se uma lente de distância focal definida, mas neste contexto, variar a distância focal significa usar o padrão de aberrações original simulado no OSLO e aplicar-lhe diferentes níveis de compensação da aberração *defocus* (coeficiente $c_4 = c_2^0$). Este coeficiente permite calcular, na ausência de componente cilíndrica, uma potência refrativa esférica dada por:

$$F_L = \frac{4\sqrt{3}c_4}{R_{xp}^2} \quad (32)$$

onde, R_{xp} (em mm) é o raio de abertura da pupila de saída do sistema que corresponde ao raio da imagem da lente de teste projetada no sensor. Nesta expressão, c_4 deverá ser introduzido em μm , obtendo-se a potência em Dioptrias, como é habitual. A potência refrativa a que diz respeito cada simulação não é a potência real da lente, mas sim a potência ao vértice posterior do sistema ótico LC+sistema 4f. A correção para a potência da lente de teste não é feita nesta fase para evitar a introdução de outras fontes de incerteza relacionadas com o sistema 4f.

Os parâmetros de simulação e os respetivos valores de PV obtidos encontram-se resumidos na tabela 4.2.

De modo a poder quantificar o erro percentual entre a frente de onda real e a estimada utilizou-se a seguinte fórmula:

$$MSE = \frac{\sqrt{\iint |\varphi_{TIE}(x,y) - \varphi(x,y)|^2 dA}}{\sqrt{\iint \varphi^2(x,y) dA}}, \quad (33)$$

onde, $\varphi_{TIE}(x,y)$ é a distribuição de fase obtida pela solução da TIE, $\varphi(x,y)$ é a distribuição de fase simulada a partir do programa de traçado de raios e dA é o elemento de área.

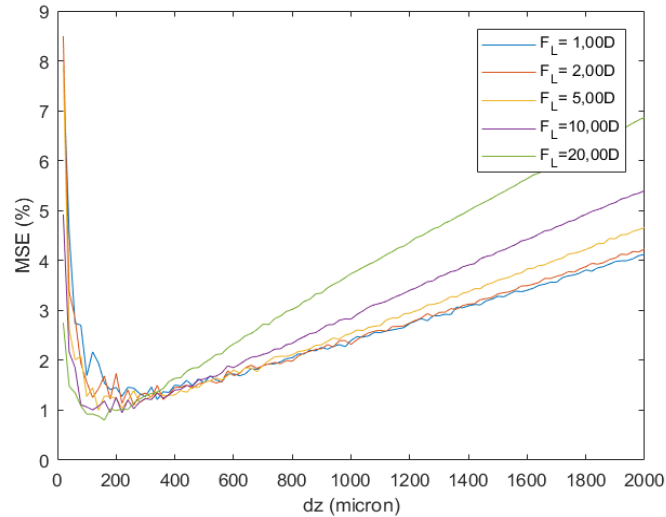


Figura 4.3 - Erro nas reconstruções de fase à medida que aumenta a desfocagem Δz , considerando diferentes distâncias focais para a lente de teste. As simulações utilizam o mapa de aberrações da lente de contacto de +8,00D.

Tabela 4.2 - Variação da distância de desfocagem ótima com o valor PV para a lente de contacto de +8,00D.

Potência (D)	PV (μm)	Δz_{opt} (μm)	MSE (%)
1,00	-4,42	340	1,21
2,00	-4,95	260	1,10
5,00	-6,54	220	0,90
10,00	-9,19	220	0,95
20,00	-14,5	160	0,80

Como se pode inferir do gráfico da figura 4.3, a influência do valor pico a pico faz-se notar no parâmetro de desfocagem ótimo Δz_{opt} e na tendência linear revelada na zona de elevados valores de parâmetro de desfocagem ótimo Δz . À medida que a potência da lente de teste aumenta, o valor de PV tende também a subir, fazendo com que o parâmetro de desfocagem ótimo para o qual a derivada $\partial I / \partial z$ supera o nível de ruído desça, tal como previsto pela equação 29.

Também se pode apreciar, no mesmo gráfico, um aumento do declive na zona de elevada desfocagem quando se consideram lentes mais potentes. Isto acontece porque valores de PV superiores significam um mais rápido desvio da derivada $\partial I / \partial z$ em relação a um comportamento linear à medida que a desfocagem aumenta, aumentando o declive da reta na zona de elevado

Δz . Nesta zona, o efeito de não-linearidade tem um peso muito maior do que o efeito de ruído que se vai analisar em seguida.

4.1.1.2 - Efeito do ruído

A mesma lente de contacto de +8,00D foi utilizada para testar o efeito do ruído na escolha do parâmetro de desfocagem ótimo Δz_{opt} . Nesta simulação manteve-se o mapa de aberrações de ordem superior e considerou-se uma compensação parcial da potência da LC (redução para +2,00D) de forma a controlar a influência do valor pico-a-pico. Supondo que a distribuição de ruído em cada um dos planos de aquisição é estatisticamente idêntica e independente da intensidade medida, então pode-se decompor a intensidade na soma:

$$I(x, y) = I_{ideal}(x, y) + v_{\sigma}(x, y),$$

onde, $I_{ideal}(x, y)$ é a componente determinística e $v_{\sigma}(x, y)$ representa o ruído inerente ao sistema que se supõe gaussiano de média nula e desvio padrão σ . Nesta simulação, o desvio padrão tomou valores (0%, 1%, 2% e 4%).

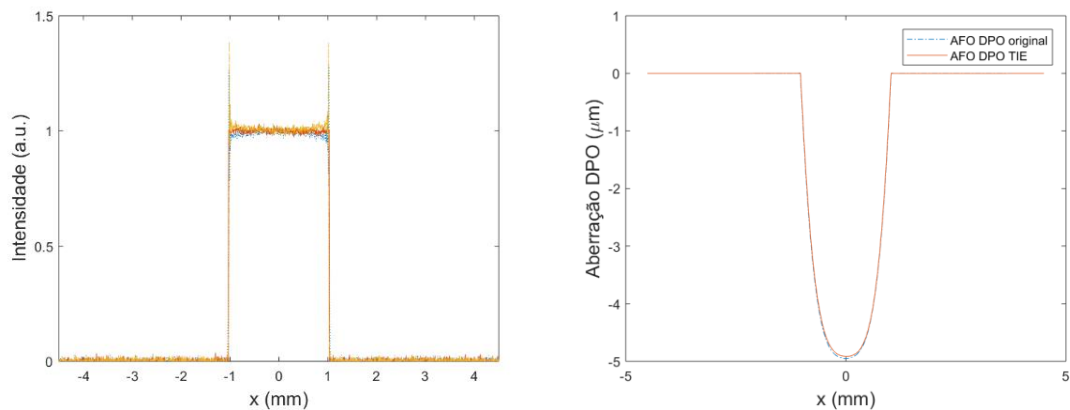


Figura 4.4 - Esquerda: Intensidade luminosa no plano da câmara (corte $y = 0$ mm) para as três distâncias ($z_0 - \Delta z$; z_0 ; $z_0 + \Delta z$) com $\Delta z = 200 \mu\text{m}$. Direita: Perfil de aberração de frente de onda no mesmo corte. Considerou-se a lente de contacto de +8,00D e um nível de ruído de 1%.

A figura 4.4 ilustra o perfil de intensidade para as três distâncias de aquisição ($z_0 - z$; z_0 ; $z_0 + \Delta z$) com $\Delta z = 400 \mu\text{m}$ e o mapa de aberrações estimado em comparação com o mapa simulado, considerando a referida lente e um nível de ruído de 1%. A diferença MSE obtida (apresentada na figura 4.5) não chega aos 2% o que, como se pode observar, permite recuperar de forma muito fiel o perfil de fase.

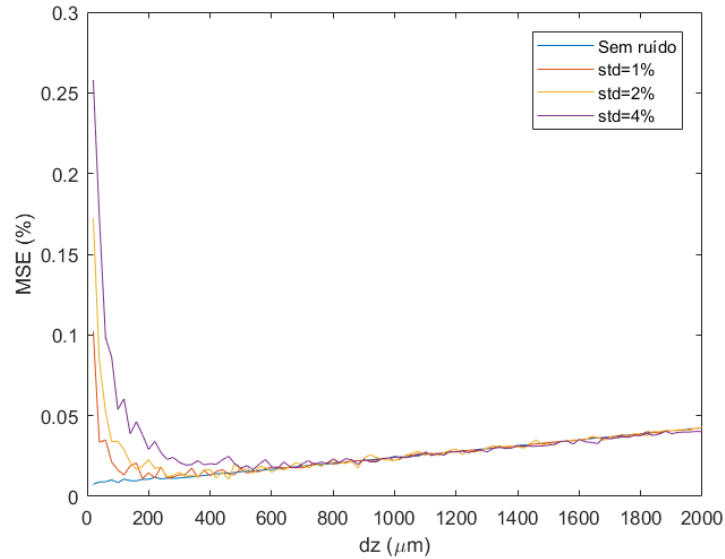


Figura 4.5 - Erro nas reconstruções de fase à medida que aumenta a desfocagem Δz considerando níveis de ruído progressivamente maiores. As simulações são relativas à para a lente de contacto de +8,00D.

Tabela 4.3 - Variação da distância de desfocagem ótima com o nível de ruído para a lente de contacto de +8,00D.

Nível de ruído (std)	$\Delta z_{opt} (\mu m)$	MSE(%)
0%	20	0,75
1%	180	1,09
2%	460	1,07
4%	540	1,65

Como se pode ver na figura 4.5, à medida que o nível de ruído aumenta, o erro quadrático médio (MSE) desce abruptamente passando por um mínimo, aumentando lentamente, tendendo assintoticamente para uma reta que é comum a todas as curvas. Este comportamento assintótico revela que, neste regime, o ruído tem um efeito praticamente inexistente em comparação com o erro de não-linearidade que está associado ao aumento de Δz . Já na zona em que a desfocagem é muito pequena, o ruído tem um forte impacto, pois a diferença entre as intensidades medidas nos dois planos $I_+(x, y) - I_-(x, y)$ não é suficientemente elevada para superar o ruído.

Comparando o estudo da sensibilidade ao ruído com o estudo da sensibilidade ao valor PV observa-se que, se por um lado o nível de ruído provoca uma variação maior no valor de Δz_{opt} , por outro, é mais fácil reduzir este fator aumentando o número de aquisições usadas na média do sinal ou utilizando processamento digital para redução do ruído. Assim, para os cenários analisados, o valor de MSE encontra-se dentro de limites aceitáveis (muito abaixo de 5%) se o parâmetro de desfocagem se encontrar entre 150 e 200 μm .

4.1.2 - Influência da resolução do sensor digital na TIE

Em seguida, ilustra-se a influência da resolução da câmara no desempenho da TIE em situações de curvatura muito pronunciado do mapa de AFO. No primeiro caso, considera-se o valor da distância focal paraxial 10,9 mm (LC de+10,5 D) sem qualquer compensação para uma câmara Guppy Pro a cores com tamanho efetivo de pixel igual a $4,4 \mu\text{m}$. No segundo caso, a mesma configuração é simulada para uma câmara Guppy Pro monocromática com pixel de $2,2 \mu\text{m}$. A melhoria do desempenho da técnica é dramática do primeiro para o segundo caso, como se pode constatar na figura 4.6.

Usando a equação 30 para a distância focal mínima que satisfaz as condições de amostragem, obtém-se um valor mínimo de $f_{Lmin} = 6,9 \text{ mm}$ para $\Delta x = 2,2 \mu\text{m}$ e de $f_{Lmin} = 14,1 \text{ mm}$ para $\Delta x = 4,4 \mu\text{m}$. Assim, o exemplo apresentado ilustra bem as consequências de utilizar uma amostragem inadequada na simulação. Deve-se, no entanto, salientar que estas considerações não têm paralelo na situação experimental, já que a propagação da luz não é simulada, mas sim real.

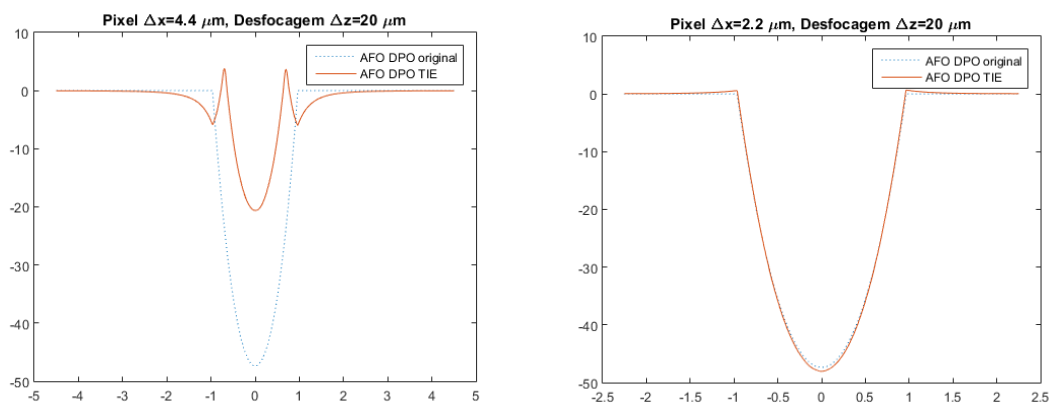


Figura 4.6 - Influência da resolução da câmara no desempenho da TIE em situações de curvatura muito pronunciado do mapa de AFO.

4.1.3 - Qualidade de imagem das lentes de teste

Uma vez analisada a influência dos parâmetros de montagem experimental no parâmetro de desfocagem ótimo, passa-se à análise do desempenho da TIE na estimação de métricas de qualidade de imagem. Foram consideradas as duas lentes de contacto RGP positivas, cujas especificações foram já apresentadas na tabela 4.1. Em ambos os casos, foi considerado um nível de ruído de 1%, um tamanho de pixel de $2,2 \mu\text{m}$ e um diâmetro de pupila de entrada igual em ambos os casos a 6 mm. A redução do tamanho do pixel em relação ao valor que seria utilizado na montagem experimental prende-se com questões de amostragem da frente de onda nos casos em que é tido em conta o efeito de potência da lente, o que introduz um valor pico-

a-pico muito elevado. Usando o mesmo sistema 4f e colocando a câmera no plano focal posterior, obteve-se um diâmetro de pupila de saída de 1,03 mm para a LC de +8,00D e de 0,77 mm para a LC de +10,5D. O parâmetro de desfocagem manteve-se nos 200 μm , em ambos os casos.

4.1.3.1 - Mapas da AFO

Em seguida, os resultados das simulações serão analisados em termos da sua capacidade de gerar métricas de qualidade de imagem como os coeficientes de Zernike, o rácio de Strehl, a MTF e a PSF. O mapa de fase simulado pode ser separado em duas componentes:

- a) a AFO após ajuste à frente de onda esférica de melhor focagem;
- b) a AFO relativa a uma frente de onda plana (inclui o efeito de potência da lente).

O estudo destes dois cenários tem como objetivo analisar as potencialidades da técnica TIE em condições experimentais distintas. No primeiro caso, aborda-se a situação ideal em que existe um componente óptico adicional ao sistema 4f que permite compensar o efeito de curvatura da lente de teste. Este último coloca complicações adicionais à implementação experimental. Por um lado, constitui mais um elemento a ter que ser cuidadosamente alinhado com os restantes e que pode ser fonte de mais aberrações. Por outro lado, as suas especificações terem que ser ajustadas às características da lente de teste o que é um entrave à versatilidade da montagem. No segundo caso, estuda-se o cenário real em que foi possível realizar a componente experimental deste trabalho, o que tem a vantagem de ser uma abordagem mais simples do ponto de vista prático, mas mais exigente em termos do processamento dos resultados.

Na figura 4.7 apresenta-se o mapa de AFO produzido pela imagem da LC de +8,00 D no plano da câmara na versão (a), isto é, descontando a refração esférica.

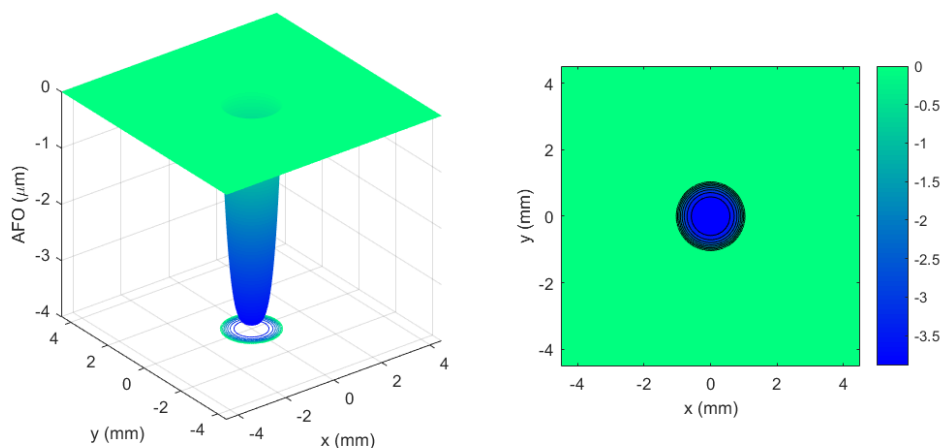


Figura 4.7 - Mapa de AFO sem refração esférica para a LC de +8,00D.

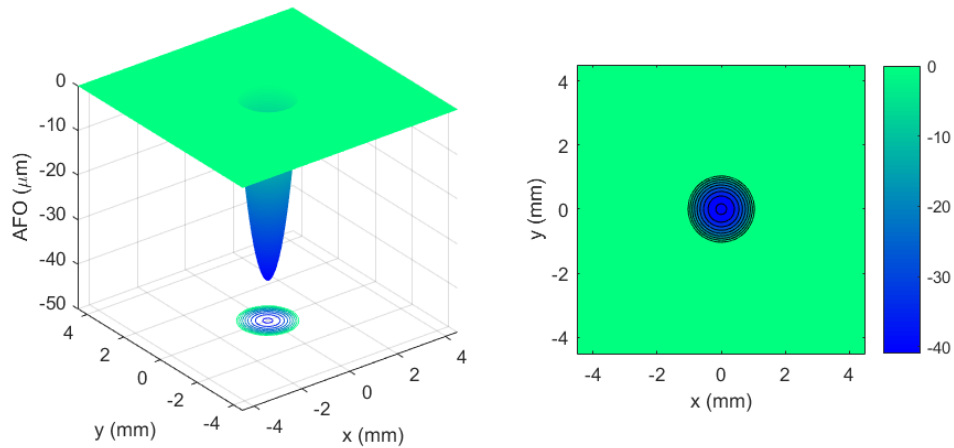


Figura 4.8 - Mapa de AFO com refração esférica para a LC de +8,00D. A distância focal considerada foi de 14,3 mm, medida desde o plano do sensor digital até ao foco paraxial da lente.

Na figura 4.8 mostra-se o mapa correspondente para mesma lente na versão (b), ou seja, contabilizando a refração esférica. De acordo com o traçado de raios no OSLO, a distância medida desde o plano do sensor digital até ao foco paraxial do lente vale 14,3 mm, um valor muito pequeno que coloca alguns problemas de amostragem na simulação, obrigando a diminuir o tamanho do pixel para valores inferiores aos da câmara usada na experiência.

Caso tivesse sido usado um sistema 4f com ampliação unitária, a distância focal a considerar já seria a da lente de teste. Contudo, para que a imagem projetada no sensor pudesse abranger uma abertura significativa da lente, teria que ser utilizada uma câmara de maiores dimensões, à custa de uma resolução mais limitada.

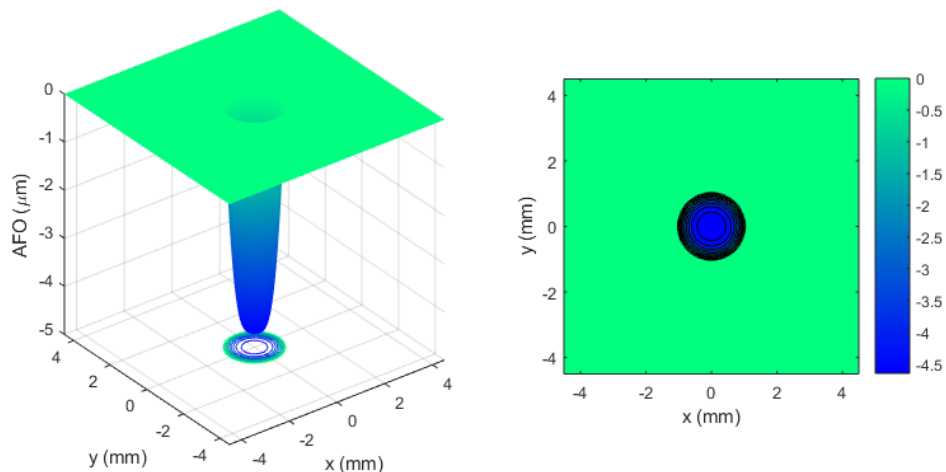


Figura 4.9 - Mapa de AFO sem refração esférica para a LC de +10,50D.

Na figura 4.9 apresenta-se o mapa de AFO produzido pela imagem da LC de +10,50 D no plano da câmara descontando a refração esférica. De igual modo, na figura 4.10 mostra-se o mapa

correspondente para mesma lente. Neste caso, a simulação no OSLO prevê uma distância focal de 10,9 mm.

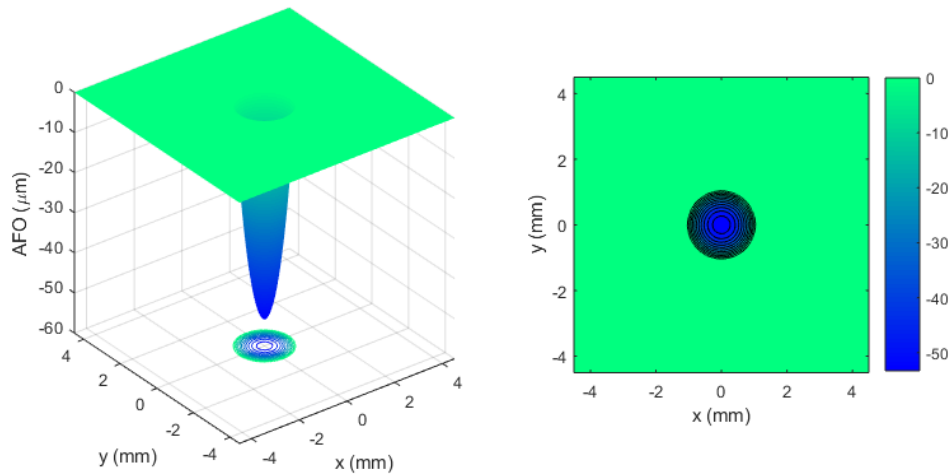


Figura 4.10 - Mapa de AFO com refração esférica para a LC de 10,50D. A distância focal considerada foi de 10,9 mm, medida desde o plano do sensor digital até ao foco paraxial da lente.

4.1.3.2 - Coeficientes de Zernike

Nesta secção compara-se os valores dos coeficientes de Zernike (C) obtidos do mapa de aberrações estimado pela equação de transporte de intensidade com os valores obtidos com o mapa original, sendo apresentados em forma de gráfico nas páginas 42 e 43.

Foram removidos os valores relativos aos seis primeiros coeficientes de Zernike, nomeadamente, o pistão ($c_0 = c_0^0$); o tilt vertical ($c_1 = c_1^{-1}$); o tilt horizontal ($c_2 = c_1^1$), os astigmatismos ($c_3 = c_2^{-2}$ e $c_5 = c_2^2$) e o *defocus* ($c_4 = c_2^0$). Estas não são consideradas aberrações de ordem superior e podem ser compensadas facilmente, não interferindo na avaliação da qualidade de imagem. Deve-se notar que a remoção só foi feita após o ajuste da AFO total (incluindo efeito de potência) aos coeficientes de Zernike, de modo a reproduzir de forma mais aproximada as condições experimentais.

Atendendo a que os sistemas analisados têm simetria esférica, apenas deveriam existir aberrações de ordem azimutal $m = 0$, nomeadamente, a aberração esférica primária c_{12} e secundária c_{24} . No OSLO, os pequenos valores obtidos para as restantes aberrações decorrem dos erros de ajuste entre a frente de onda simulada numericamente e os polinómios de Zernike. É normal que esses valores residuais se propaguem e sejam até amplificados no processo de reconstrução da frente de onda com a TIE.

Como se pode inferir dos gráficos de barras apresentados para as duas lentes de teste, a TIE conseguiu reproduzir resultados bastantes semelhantes no que diz respeito aos coeficientes c_{12} e c_{24} . Contudo, ocorreram erros apreciáveis no astigmatismo secundário c_{13} e no *quadrifoil*

vertical ($c_{14} = c_4^4$). Este problema decorre sobretudo da amplificação dos erros numéricos já existentes na frente-de-onda original quando se faz o ajuste na presença de elevadas quantidades de *tilt* e de *defocus*. No entanto, seria necessário efetuar uma análise mais detalhada da propagação destes erros para poder desenvolver métodos mais robustos de estimação.

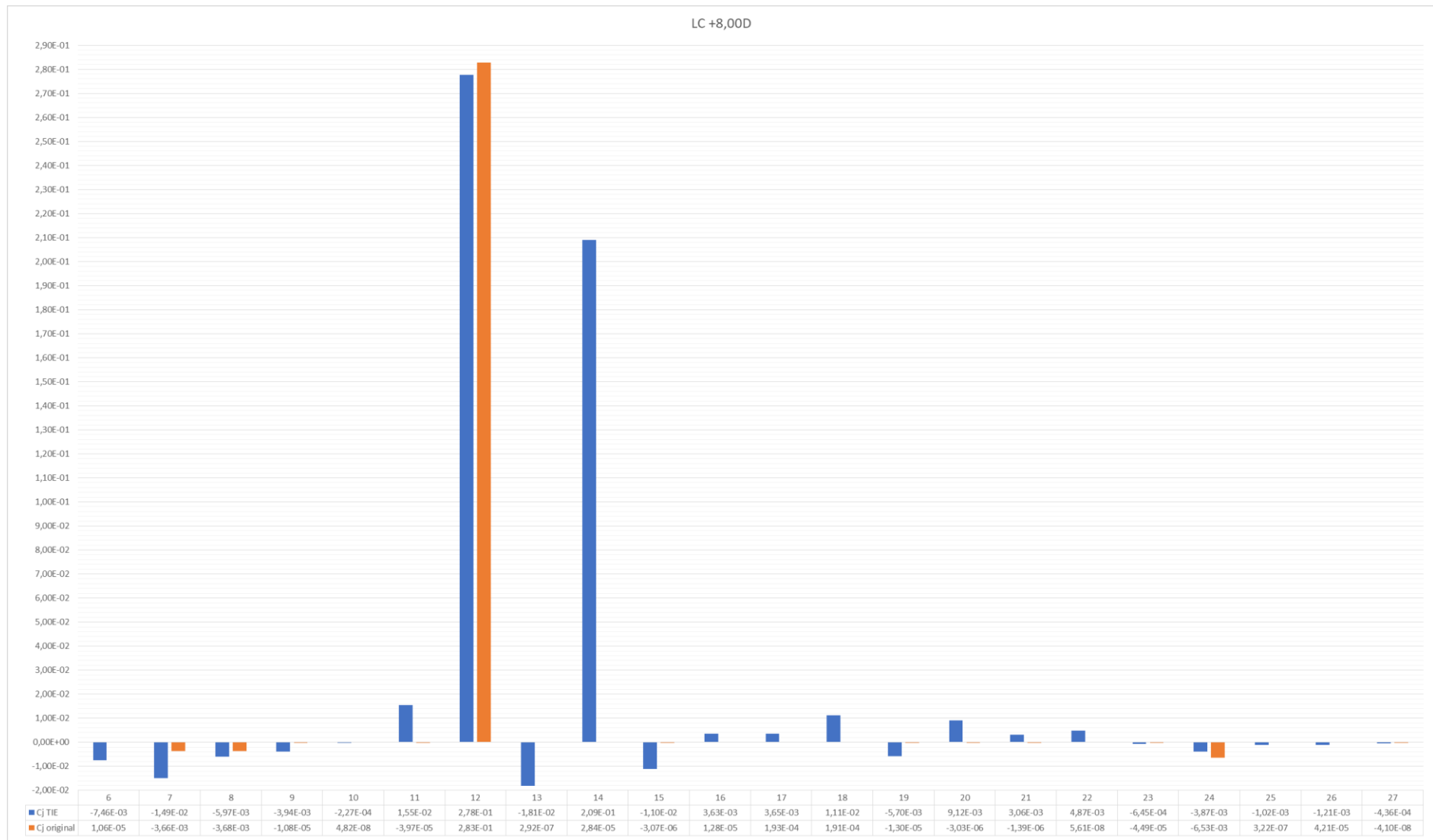


Figura 4.11 - Gráfico de barras de comparação de coeficientes de Zernike da LC de +8,00D

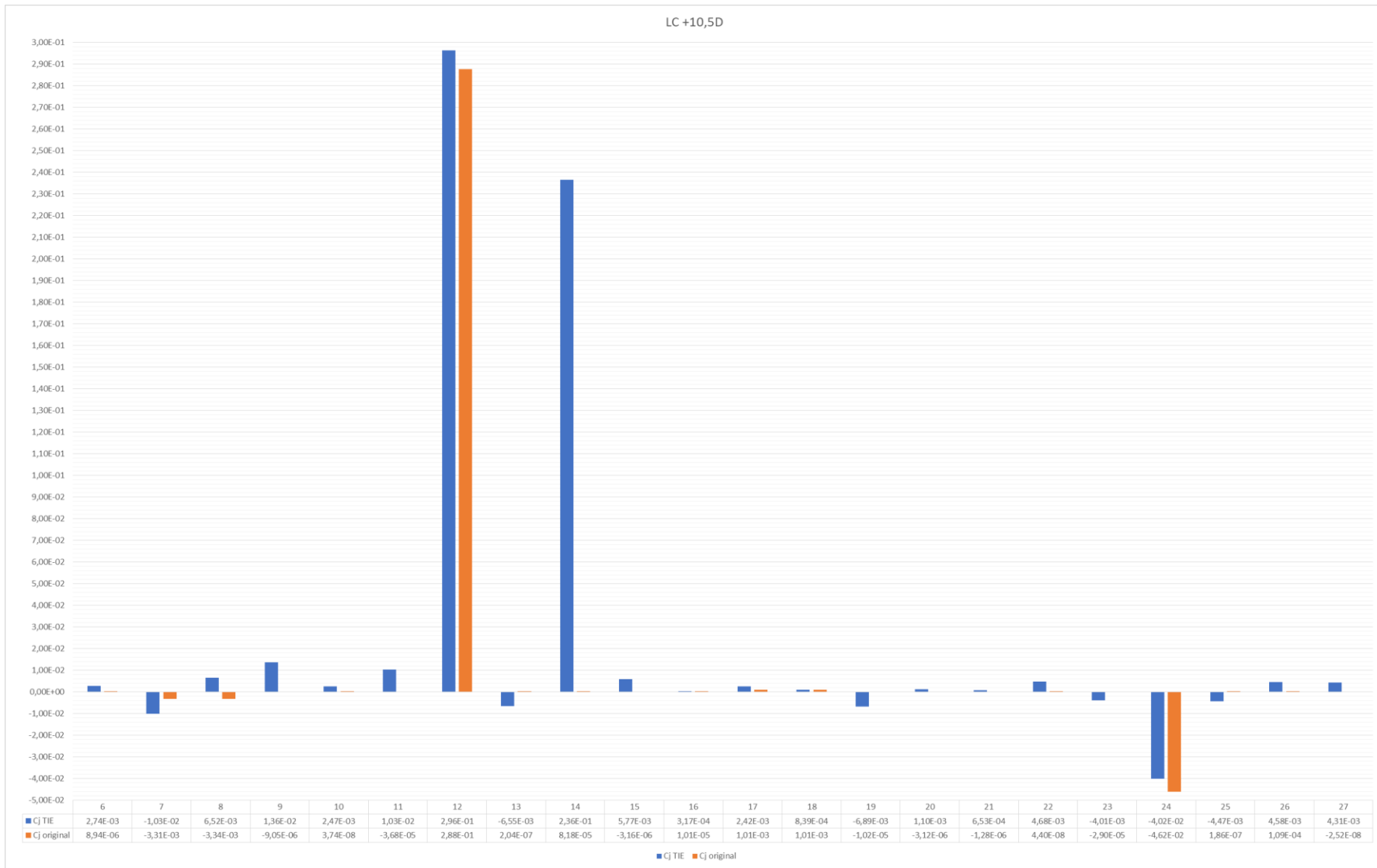


Figura 4.12 - Gráfico de barras de comparação de coeficientes de Zernike da LC de +10,5D

4.1.3.3 - Métricas de qualidade de imagem

Na tabela 4.4 encontra-se algumas estimativas baseadas nos coeficientes de Zernike que ajudam a analisar os erros associados às métricas de qualidade de imagem obtidas para as lentes de contato RGP + o sistema $4f$. Nesta tabela, comparam-se os valores estimados através do método TIE com os valores estimados a partir da AFO simulada com o programa de traçado de raios. As distâncias focais foram calculadas a partir do coeficiente c_4 , como explicado anteriormente. Recorde-se que de acordo com o OSLO®, o sistema com a LC +8,00 D tem uma distância focal posterior de $f_b = 14,29$ mm e à LC de +10,50 D corresponde $f_b = 10,9$ mm.

Tanto na avaliação da LC de +8,00D como na de +10,5D, a distância focal calculada a partir do método TIE foi superior à distância focal original. Houve uma diferença de valores inferior a 1mm, verificando-se um erro relativo de 5% e 4% respetivamente.

Em relação ao parâmetro de avaliação de formação de imagem ótica, RS, obtiveram-se valores relativamente baixos em ambos os sistemas para os diâmetros de abertura considerados. Num olho humano típico com uma pupila de 5 mm de diâmetro, o rácio de Strehl deverá rondar um valor de 0,05. Neste caso, temos diâmetros de pupila de saída em torno de 2 mm, o que deveria aproximar os resultados aos de um sistema limitado por difração. No entanto, deve-se ter em conta que não se está a avaliar o desempenho destas lentes num modelo do olho, mas sim em condições atípicas da sua utilização. Ademais, estas simulações servem, sobretudo, para avaliar a capacidade do método em estimar estes parâmetros e não tanto para avaliar a qualidade das lentes apresentadas. Comparando os resultados obtidos com as duas lentes, nota-se que no caso em que a distância focal é mais reduzida existe uma maior dificuldade em reproduzir as aberrações de ordem superior, dado que estas correspondem a frequências espaciais mais elevadas. Isso vai-se refletir nas métricas calculadas a partir das AFO de ordem superior.

Sendo uma medida estatística, o valor eficaz ou raiz do valor quadrático médio (RMS), também demonstrou discordância entre os valores obtidos apresentando um erro relativo de 25% para a lente de +8,00D e de 31% para lente de +10,5D. Isto vem ao encontro do que já foi dito em relação ao rácio de Strehl.

Tabela 4.4 - Estimativas de métricas baseadas nos coeficientes de Zernike.

Métricas	LC +8,00 D + sistema $4f$			LC +10,50 D + sistema $4f$		
	Original	TIE	Erro (%)	Original	TIE	Erro (%)
f_L	13,02 mm	13,69 mm	5	9,87 mm	10,29 mm	4
RMS	0,28 μm	0,35 μm	25	0,29 μm	0,38 μm	31
RS	0,12	0,13	8	0,09	0,03	-66

4.1.3.4 - MTF e PSF

As figuras 4.13 e 4.14 mostram a MTF e PSF obtida a partir das AFO estimadas para a LC de 8,00 D após remoção das aberrações de primeira e segunda ordens, isto é, preservando apenas as aberrações de ordem superior. De igual modo, as figuras 4.15 e 4.16 mostram a MTF e a PSF da lente de +10,50 D.

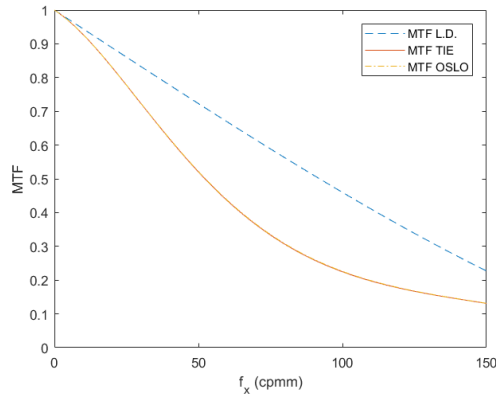


Figura 4.13 - MTF da LC de +8,00 D no plano imagem, considerando apenas aberrações de ordem superior estimadas a partir do mapa de fase TIE.

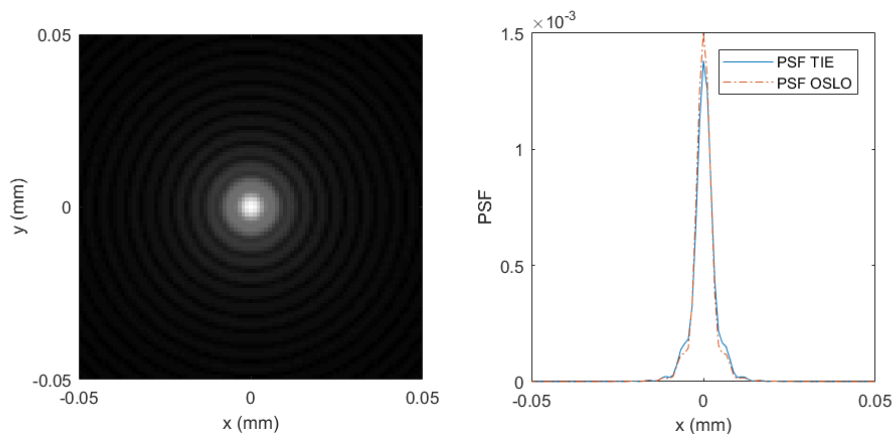


Figura 4.14 - PSF da LC de +8,00 D no plano imagem, considerando apenas aberrações de ordem superior estimadas a partir do mapa de fase TIE.

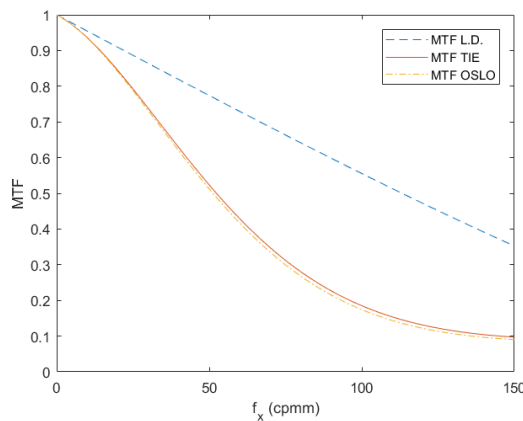


Figura 4.15 - MTF da LC de +10,50D no plano imagem, considerando apenas aberrações de ordem superior estimadas a partir do mapa de fase TIE.

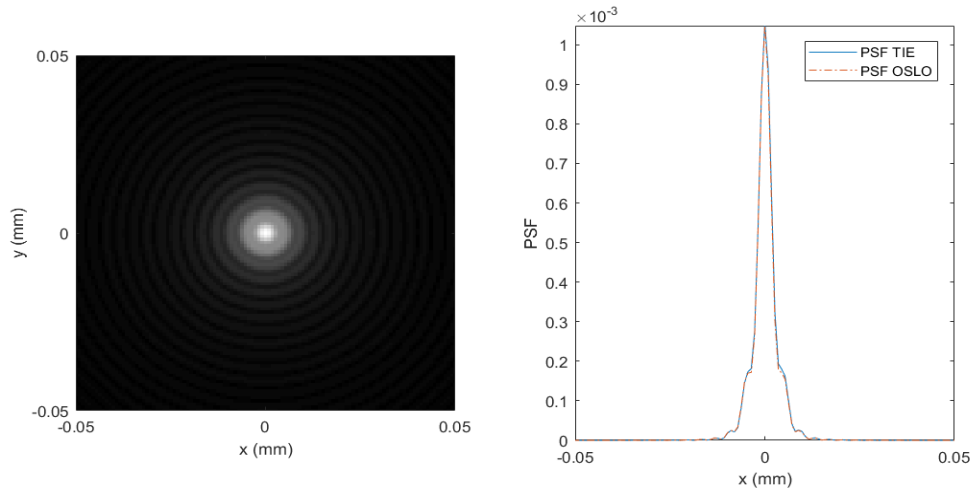


Figura 4.16 - PSF da LC de +10,50D no plano imagem, considerando apenas aberrações de ordem superior estimadas a partir do mapa de fase TIE.

A MTF e a PSF são métricas muito importantes quando se fala em qualidade de imagem de uma determinada superfície ótica. Como foi mencionado na secção 2.3.3 - Função de transferência de modulação, numa lente perfeita sem aberrações, a MTF apresenta-se sob a forma de uma curva aplanada e está representada nas figuras 4.13 e 4.15 como MTF L.D. (limitada por difração). Ambas as figuras referentes às MTF apresentam curvas MTF normais, contudo a lente de +8,00D apresenta uma curva mais aplanada e conseqüentemente apresenta melhor qualidade ótica que a LC de +10,5D.

As figuras 4.14 e 4.16 corroboram os resultados obtidos sobre as MTF de ambas as lentes, primeiramente são boas por se apresentarem sobre a forma de um ponto e também porque quanto mais estreita for a PSF, mais próxima se encontra a curva MTF da lente avaliada da curva MTF de um sistema ideal.

De acordo com os resultados das simulações apresentados neste subcapítulo é possível afirmar que a técnica mostra uma boa robustez quanto ao nível de ruído de imagem, contudo revela ser frágil na avaliação de lentes de potência mais elevada. Estes dois parâmetros têm grande impacto na escolha correta do parâmetro de desfocagem Δz a analisar (deve situar-se entre 150 e 200 μm), uma vez que com o aumento destes, os resultados tendem a piorar.

4.2 - Resultados: Experiência

Em primeiro lugar e como em todas as avaliações realizadas, a câmara digital captou uma imagem de distribuição de intensidade no plano de pupila de saída da lente avaliada, a qual foi processada através da metodologia explicada no capítulo 3 e possibilitou a apresentação dos resultados reais das aquisições das três lentes usadas, através da montagem experimental desenvolvida, descrita no subcapítulo 3.3.

Na tabela 4.5 encontram-se os parâmetros da LIO monofocal avaliada.

Tabela 4.5 - Parâmetros óticos LIO +26,5D (*PHEMA: do inglês *Polyhydroxyethylmethacrylate*)

Nome	Potência	Material	n	Espessura	Diâmetro
LENTIS	+26,5D	PHEMA *	1,527	1,1mm	6mm

Na tabela 4.6 encontram-se alguns dos parâmetros estudados para cada lente.

Tabela 4.6 - Parâmetros calculados com a TIE com dados da montagem experimental.

Métricas	LC +8,00D + sistema 4f	LC +10,5D + sistema 4f	LIO +26,5D + sistema 4f
f_L	24,2 mm	8,26 mm	6,25 mm
HORMS	0,35 μm	0,71 μm	1,6 μm
RS	0,05	0,021	0,005

A tabela 4.5 mostra o Rácio de Strehl diminui com o aumento da potência dióptrica das lentes analisadas em virtude do aumento das aberrações de ordem superior. Além disso o HORMS (do inglês *High Order Mean Square*), aumenta com o aumento de potência dióptrica da lente. Este efeito já era esperado, dado que lentes mais potentes têm superfícies mais curvas o que induz maiores desvios à ótica paraxial.

No que respeita à capacidade de o método recuperar o valor da distância focal posterior a partir da refração de frente de onda, podemos ver que apenas no caso da lente LC +10,5D se obteve uma estimativa próxima dos resultados das simulações, embora ainda assim com um desvio de 16% em relação ao valor previsto pelo traçado de raios. Como se verá mais adiante na análise dos coeficientes de Zernike, os erros de descentramento e declive (*tilt*) poderão ter um impacto muito elevado nos resultados obtidos com a lente LC +8,00D. Neste último caso obtém-se valores de coma e trifólio muito elevados que estarão a desviar uma boa parte do erro de frente de onda para longe das aberrações de ordem $m = 0$, como sejam o *defocus* e as aberrações esféricas primária e secundária.

No caso da LIO de +26,5D torna-se mais complicado comentar os resultados, uma vez que não foi possível realizar simulações que satisfizessem as exigentes condições de amostragem. Neste caso, todas as simulações do desempenho da TIE falharam para diâmetros de pupila de saída acima de 2 mm, mesmo descendo a dimensão do pixel para 1,1 μm e um sistema 4f com uma ampliação unitária. Os resultados experimentais apresentados na tabela 4.5 foram obtidos com um sistema 4f de ampliação 2:1. Sendo o diâmetro da lente igual a 6 mm, o diâmetro da pupila de saída seria próximo de 3 mm. Quanto à distância focal paraxial obtida com o OSLO com este sistema 4f, o seu valor é tão reduzido (1,98 mm) que o software não consegue calcular o mapa

de AFO, dada a proximidade entre a pupila de saída e o plano imagem. Assim, tudo leva a crer que o valor estimado $f_L = 6,25$ mm esteja relacionado com o máximo valor pico-a-pico que a fase estimada pela TIE conseguiu atingir. Ficando este aquém do valor real, e sendo a aberração esférica, neste caso, tão extrema, o valor de f_L resulta altamente sobrestimado.

4.2.1 - Lente de contacto de +8,00D.

Para poder tratar os resultados a câmara de aquisição recolheu 3 imagens de cada lente, uma em z_0 , outra em $z_0 - \Delta z$ e por último em $z_0 + \Delta z$. Na figura 4.17, está representada a imagem captada pela câmara da distribuição de intensidade no plano de pupila de saída da lente.

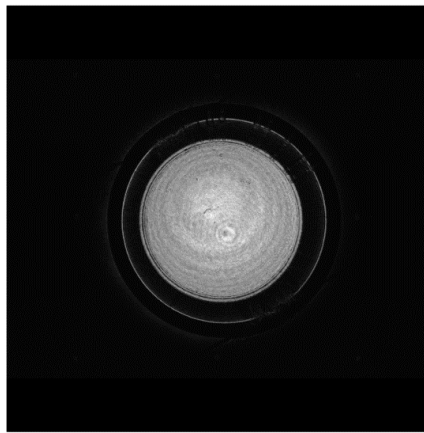


Figura 4.17 - Imagem captada pela câmara digital de distribuição de intensidade no plano de pupila de saída da lente de contacto de +8,00D.

4.2.1.1 - Perfil de intensidade da LC de +8,00D.

Na figura 4.18, está representado o perfil de intensidade para as três distâncias de aquisição ($z_0 - \Delta z$; z_0 ; $z_0 + \Delta z$) com $\Delta z = 200 \mu\text{m}$, assim como o perfil de aberração de frente de onda, para um corte horizontal e um corte vertical, a partir das imagens captadas pela câmara.

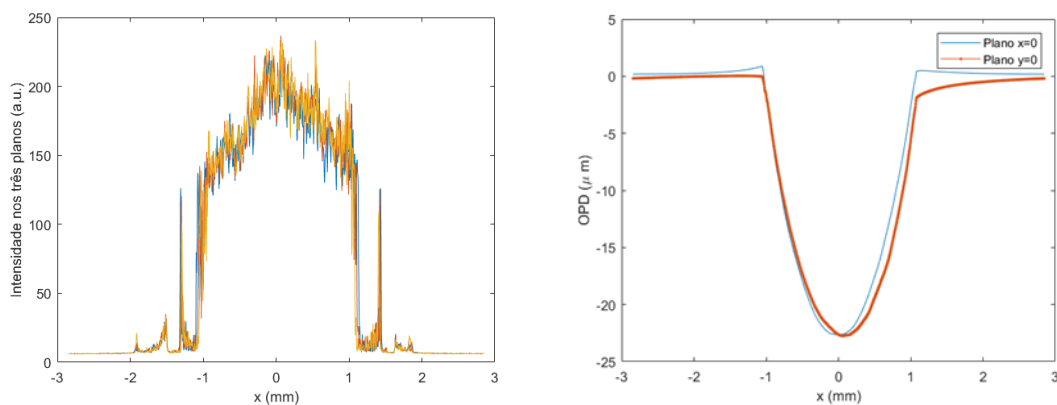


Figura 4.18 - Esquerda: Intensidade luminosa no plano da câmara para as três distâncias Δz . Direita: Perfil de aberração de frente de onda (Corte $y = 0$ mm). Lente de +8,00D.

4.2.1.2 - Mapa de AFO da LC de +8,00D.

Na figura 4.19 apresenta-se o mapa de AFO produzido pela LC de +8,00D no plano da câmara após atravessar o sistema $4f$.

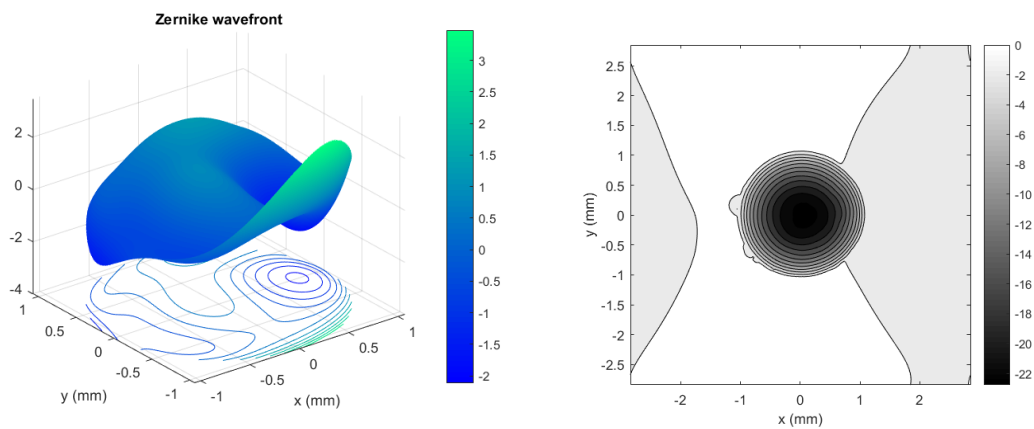


Figura 4.19 - Mapa de AFO para a lente de contacto de +8,00D.

4.2.1.3 - MTF e PSF da LC de +8,00D.

A figura 4.20, inclui as MTF e PSF calculadas através da TIE, a partir do mapa de AFO obtido para a lente de +8,00D.

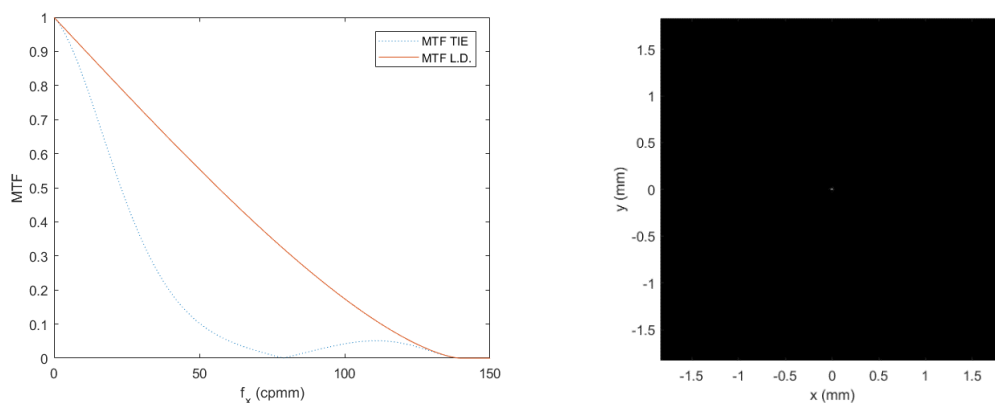


Figura 4.20 - Esquerda: MTF da LC de +8,00D no plano da câmara de aquisição, estimada a partir do mapa AFO obtido através da TIE. Direita: PSF da LC de +8,00D no plano da câmara de aquisição, estimada a partir do mapa AFO obtido através da TIE.

4.2.1.4 - Coeficientes de Zernike da LC de +8,00D.

Neste ponto são apresentados os valores dos coeficientes de Zernike obtidos a partir do mapa de aberrações fornecido pela equação de transporte de intensidade, sendo apresentados em forma de gráfico na figura 4.21.

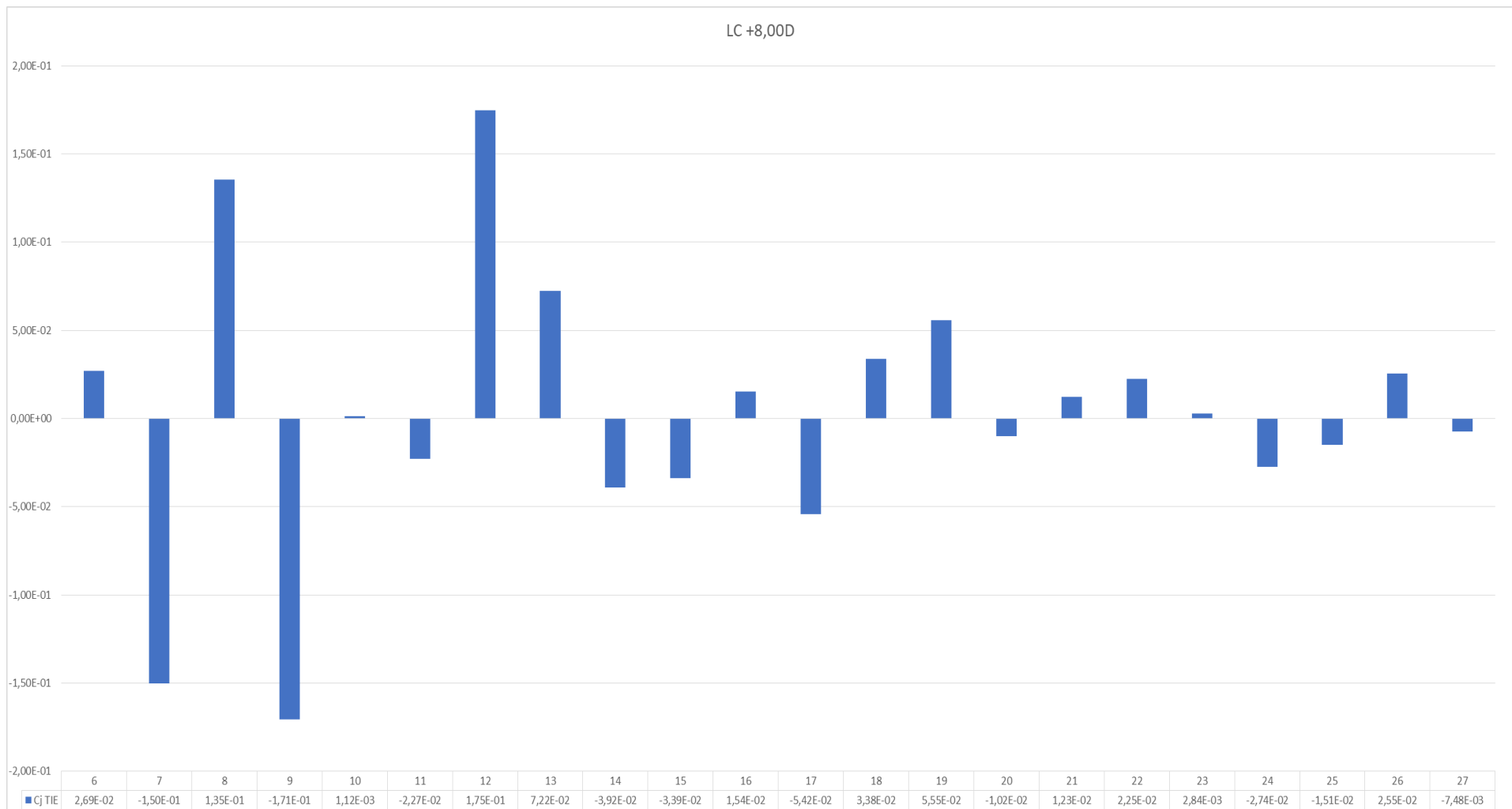


Figura 4.21 - Gráfico de barras com os valores de coeficientes de Zernike obtidos da LC de +8,00D.

4.2.2 - Lente de contacto de +10,5D.

Tal como mencionado no ponto 4.2.1, foi necessária a aquisição de 3 imagens para poder reconstruir a fase-de-onda da lente no plano de pupila de saída da lente de teste. Na figura 4.22 encontra-se disponível a imagem de distribuição de intensidade da lente de contacto de +10,50D.

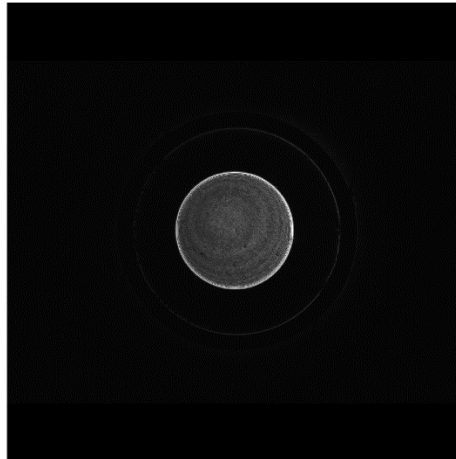


Figura 4.22 - Imagem captada pela câmara digital de distribuição de intensidade no plano de pupila de saída da lente de contacto de +8,00D.

4.2.2.1 - Perfil de intensidade da LC de +10,5D.

Na figura 4.23, estão visíveis o perfil de intensidade para as três distâncias de aquisição ($z_0 - \Delta z$; z_0 ; $z_0 + \Delta z$) com $\Delta z = 200 \mu\text{m}$ e o perfil de aberração de frente de onda, para o corte $y = 0 \text{ mm}$ respetivos à lente de contacto de +10,5D.

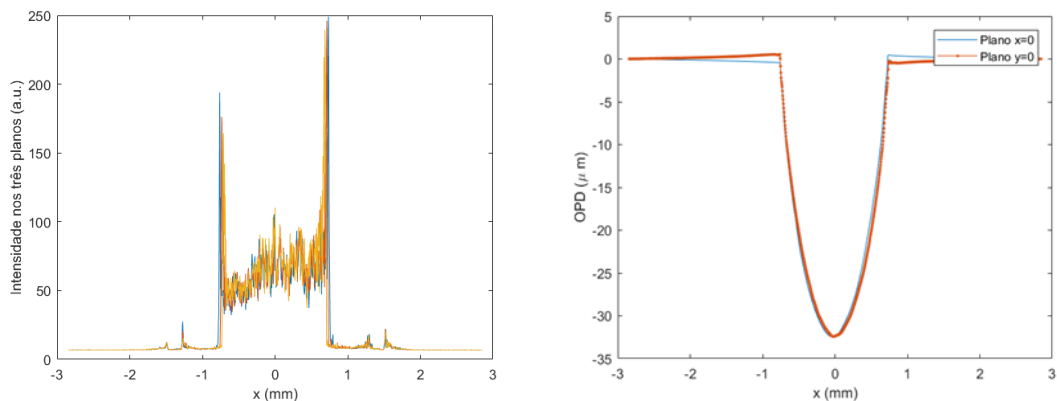


Figura 4.23 - Esquerda: Intensidade luminosa no plano da câmara para as três distâncias Δz . Direita: Perfil de aberração de frente de onda (Corte $y = 0 \text{ mm}$). Lente de +10,5D.

4.2.2.2 - Mapa de AFO da LC de +10,5D.

A seguinte figura ilustra o mapa de AFO, no plano do sistema de aquisição, pela lente de contacto de +10,5D após atravessar o sistema $4f$.

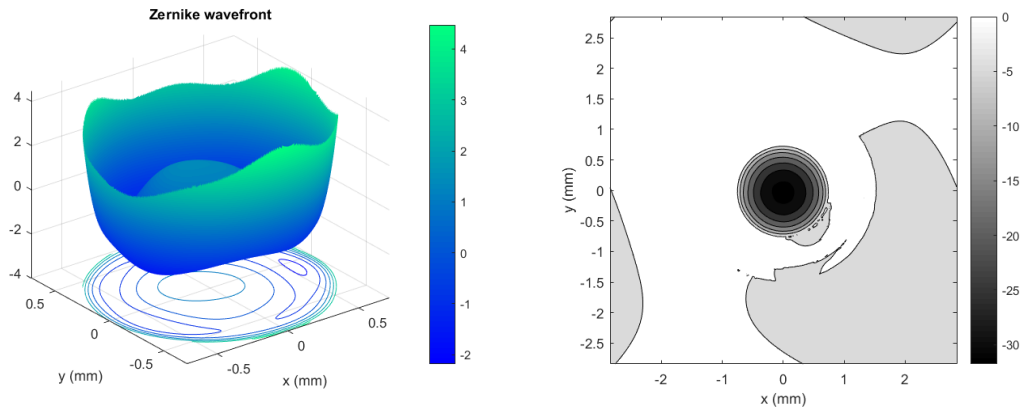


Figura 4.24 - Mapa de AFO para a lente de contacto de +8,00D.

4.2.2.3 - MTF e PSF da LC de +10,5D.

A figura 4.25 é respetiva às funções MTF e PSF da LC de +10,5D, calculadas a partir do mapa de AFO ilustrado na figura 4.24 utilizando a TIE.

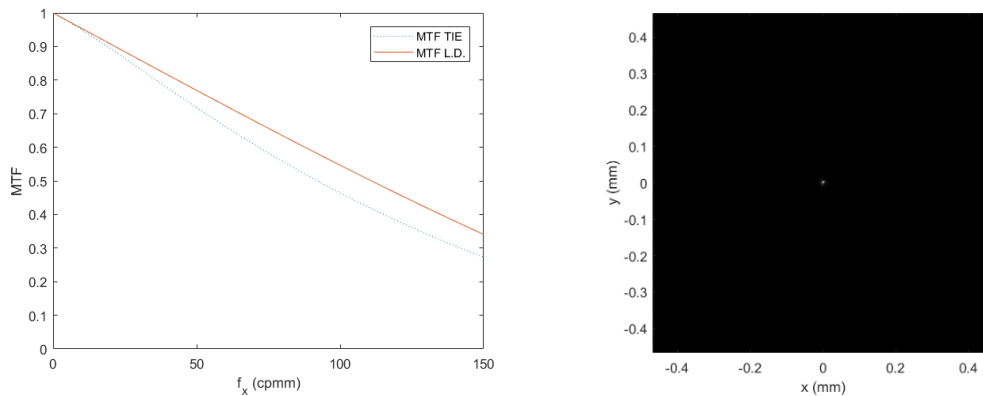


Figura 4.25 - Esquerda: MTF da LC de +10,5D no plano da câmara de aquisição, estimada a partir do mapa AFO obtido através da TIE. Direita: PSF da LC de +10,5D no plano da câmara de aquisição, estimada a partir do mapa AFO.

4.2.2.4 - Coeficientes de Zernike da LC de +10,5D.

Os coeficientes de Zernike obtidos através do mapa de aberrações de frente de onda da lente de +10,5D, estão apresentados na figura 4.26 em forma de gráfico de barras na página 50.

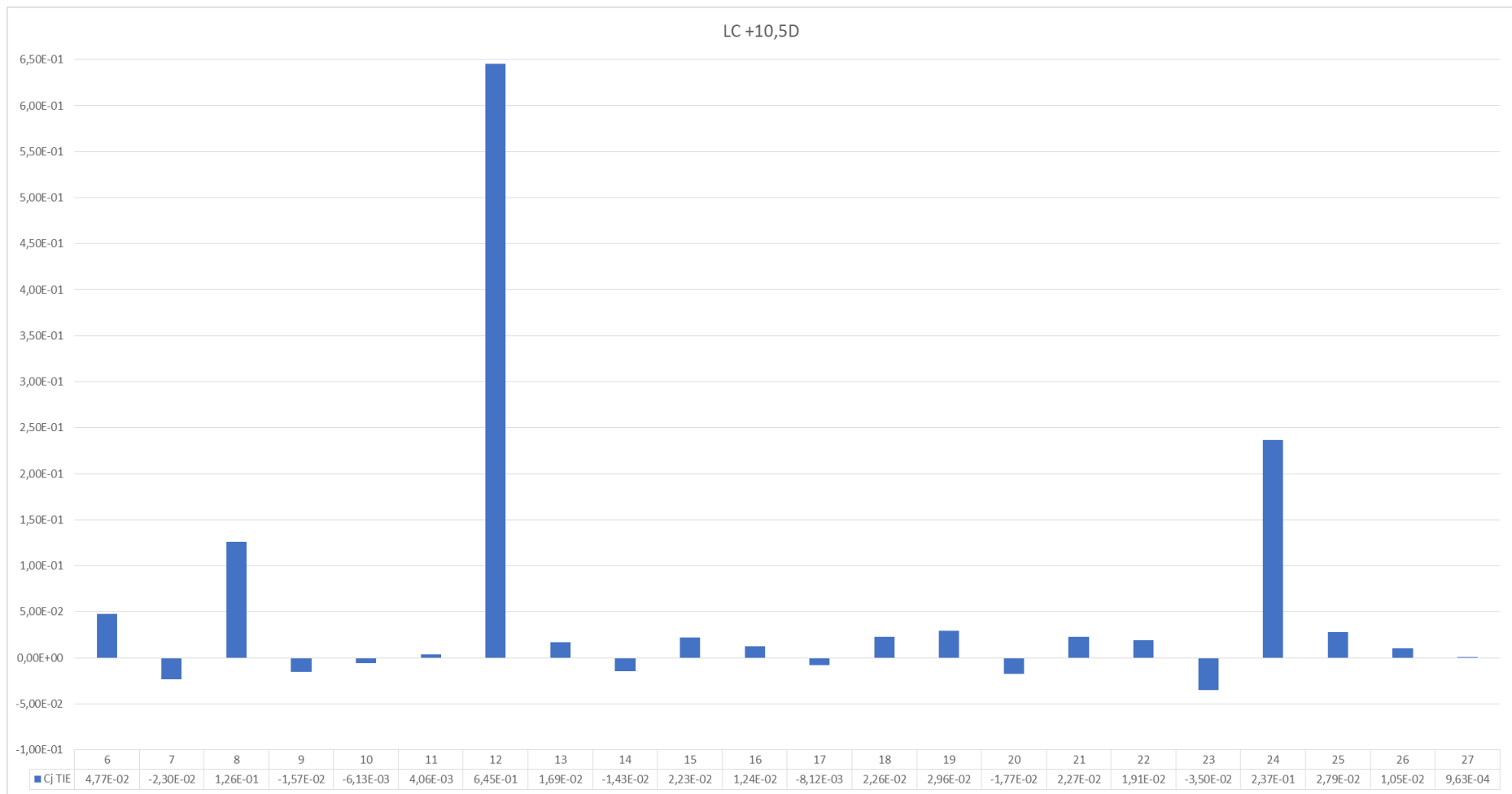


Figura 4.26 - Gráfico de barras com os valores de coeficientes de Zernike obtidos da LC de +10,5D.

4.2.3 - Lente intraocular de +26,5D.

Neste subcapítulo, encontram-se os resultados referentes à única LIO estudada, monofocal, a qual apresenta um poder dióptrico de +26,5D. Neles, está incluída a imagem captada pelo dispositivo de aquisição (figura 4.27), assim como também todos os parâmetros estudados nas lentes de contacto analisadas nos pontos 4.2.1 e 4.2.2.

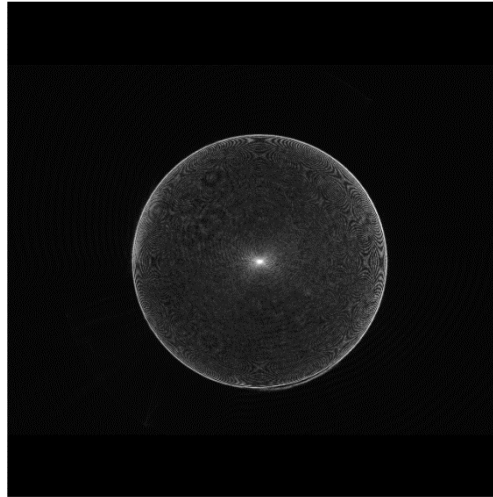


Figura 4.27 - Imagem captada pela câmara digital de distribuição de intensidade no plano de pupila de saída da lente de contacto de +26,5D.

4.2.3.1 - Efeito do ruído da LIO de +26,5D.

Na figura 4.28, estão representados o perfil de intensidade para as três distâncias de aquisição ($z_0 - \Delta z$; z_0 ; $z_0 + \Delta z$) com $\Delta z = 200 \mu\text{m}$ e o perfil de aberração de frente de onda, para o corte $y = 0 \text{ mm}$ da mesma lente, respetivos à lente intraocular de +26,5D.

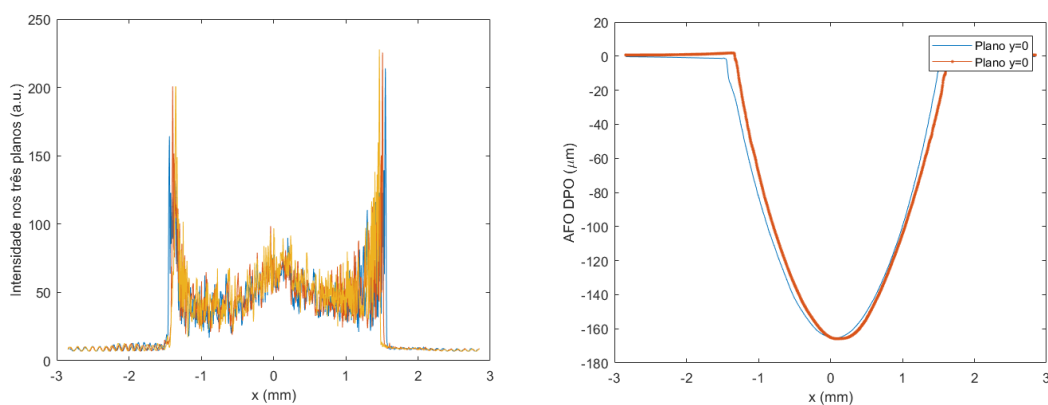


Figura 4.28 - Esquerda: Intensidade luminosa no plano da câmara para as três distâncias Δz . Direita: Perfil de aberração de frente de onda (Corte $y = 0 \text{ mm}$).

4.2.3.2 - Mapa de AFO da LIO de +26,5D.

A figura 4.29 apresenta o mapa de AFO reconstruído através do método TIE, da lente intraocular monofocal de +26,5D.

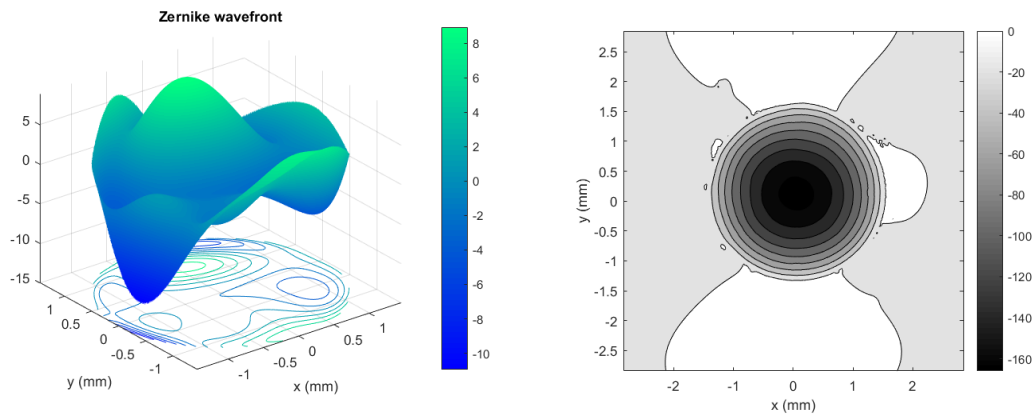


Figura 4.29 - Mapa de AFO para a LIO de +26,5D.

4.2.3.3 - MTF e PSF da LC de +26,5D.

Na figura 4.30, encontram-se as MTF e PSF determinadas

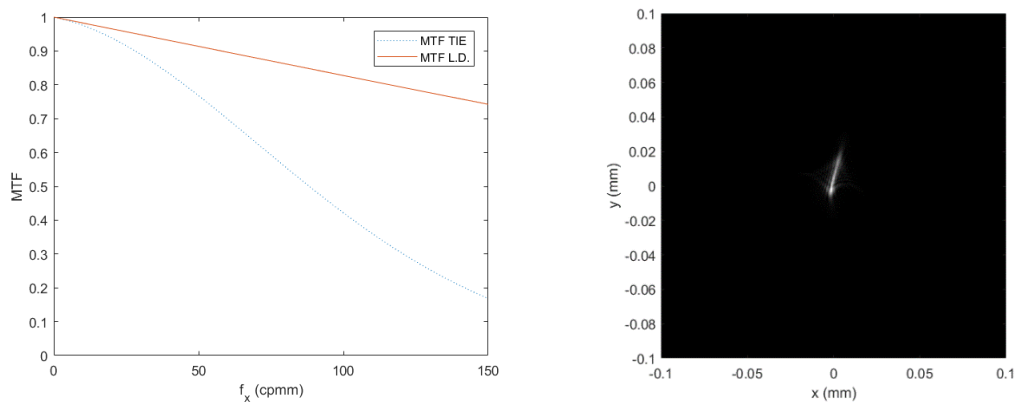


Figura 4.30 - Esquerda: MTF da LIO de +26,5D no plano da câmara de aquisição, estimada a partir do mapa AFO Direita: PSF da LIO de +26,5D no plano da câmara de aquisição, estimada a partir do mapa AFO obtido pelo método TIE.

4.2.3.4 - Coeficientes de Zernike da LIO de +26,5D.

Os coeficientes de Zernike obtidos a partir do mapa de frente de onda relativo à LIO de +26,5D, estão apresentados na figura 4.31.

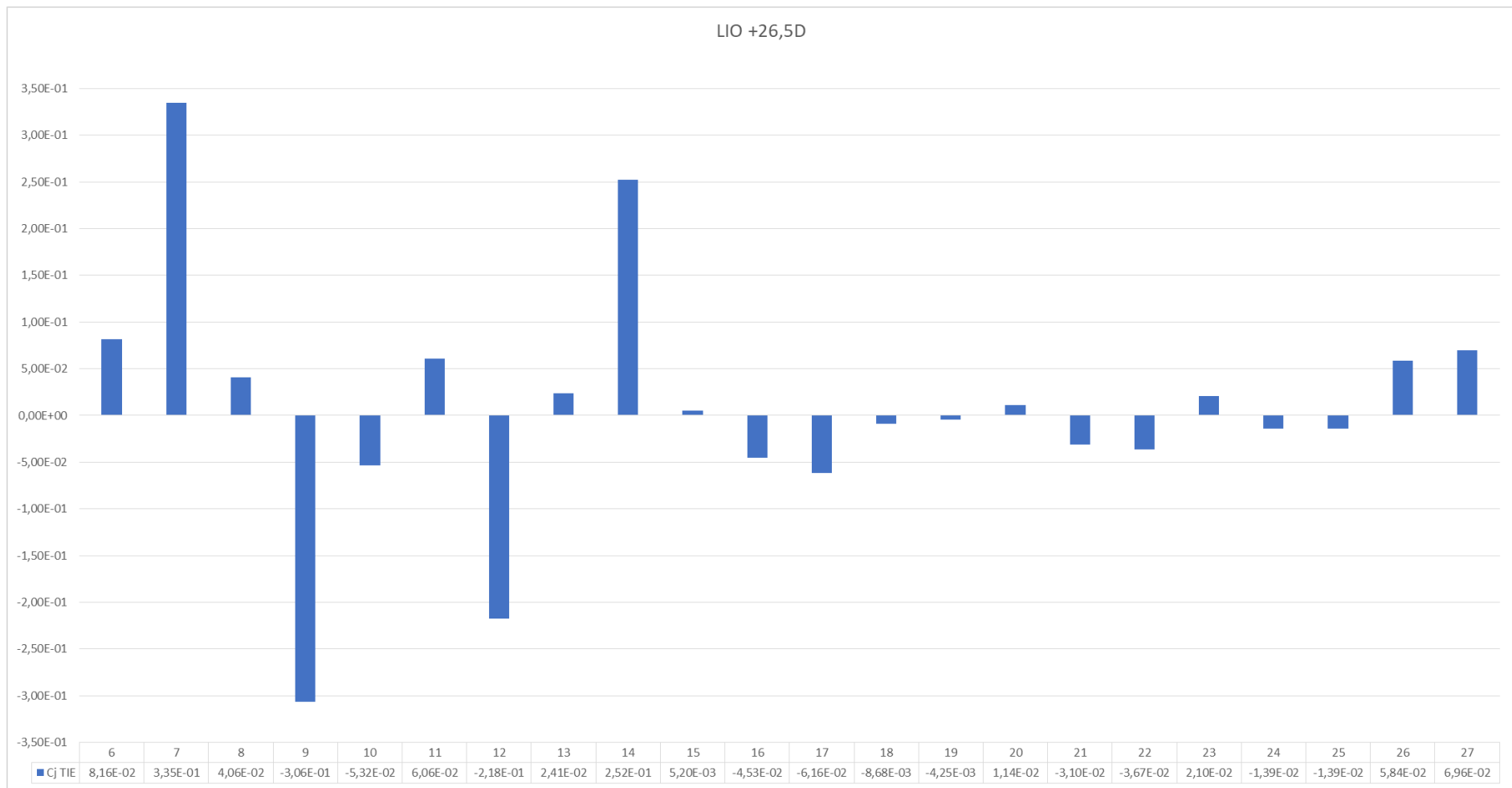


Figura 4.31 - Gráfico de barras com os valores de coeficientes de Zernike obtidos a partir da LIO de +26,5D.

Comparando os resultados obtidos nas secções 4.1 e 4.2, é observável que os resultados referentes às simulações são consideravelmente melhores a nível de obtenção de mapas de frente de onda, devido não só ao efeito de ruído notório nas figuras 4.18 e 4.23, como também devido a erros de descentramento e declive que, apesar de todos os esforços, se tornaram incontornáveis.

Através dos dados experimentais recolhidos foi possível recuperar a distância focal posterior derivada do *defocus* associado à lente de +10,5D com um erro de cc de 16%.

Em relação aos coeficientes de Zernike estudados, verificou-se discrepância entre simulações e montagem experimental das lentes de contacto, não tendo sido recuperados corretamente nos resultados à montagem experimental. O valor que melhor se aproximou foi o da aberração esférica primária (c_{12}) da LC de +10,5D. O facto de as aberrações oblíquas, como o coma e o astigmatismo secundário, estarem bem controladas, fruto de um alinhamento mais bem-sucedido, permitiu que as aberrações centrais fossem melhor aproximadas.

Os resultados da lente intraocular de +26,5D demonstram que o efeito de potência da lente afeta bastante o método TIE, resultando num mapa AFO (figura 4.29) com bastantes variações e consequentes más MTF e PSF. A PSF da LIO de +26,5D apresenta-se sob a forma de um borrão disforme, observável na figura 4.30. Isto revela que a LIO apresenta extrema sensibilidade a erros de alinhamento do protótipo experimental, nomeadamente pequenos *tilts* impercetíveis a olho nu. A falta de exatidão da técnica TIE na presença de elevadas aberrações já havia sido reportada noutros estudos. Para resolver este tipo de problemas, a estratégia poderá passar por implementar um método iterativo em que o efeito das aberrações estimadas sobre as imagens desfocadas é compensado de uma forma semelhante ao que acontece em ótica adaptativa. (30)

As soluções apresentadas neste capítulo, para implementação e teste da técnica TIE na análise de lentes intraoculares, estiveram fortemente condicionadas pelos recursos disponíveis no laboratório de investigação. Por conseguinte, os parâmetros ótimos obtidos na secção relativa à simulação devem ser interpretados não como parâmetros ideais num universo muito amplo de escolhas, mas sim como os parâmetros mais adequados dadas a disponibilidades materiais. Por exemplo, a precisão do método TIE refletiu-se na estimação da distribuição de fase do feixe e, de forma indireta, na estimação de parâmetros óticos dela derivados, como o rácio de Strehl ou os coeficientes de Zernike. Por sua vez, a sua exatidão e precisão estiveram condicionadas pela configuração escolhida para o sistema 4f, onde apenas se puderam escolher lentes esféricas simples sem correção de aberrações.

A escolha de um sistema 4f com ampliação 3:1 ou 2:1 esteve condicionada pela dimensão lateral da câmara digital que não era suficientemente ampla para conter a imagem da lente de teste, quer no caso das lentes de contacto (diâmetros de cc de 9 mm) quer no caso da lente intraocular (diâmetros de cc 6 mm). Este problema poderia ser contornado com a colocação de uma íris que poderia deduzir a área em análise para um diâmetro de 3 mm. Tal procedimento estaria

até em melhor conformidade com as linhas de orientação estabelecidas pela norma ISO para avaliação da qualidade ótica de lentes intraoculares. Contudo, a utilização de uma fonte de luz com um elevado comprimento de coerência levou a que os efeitos de difração criados por uma abertura de tão reduzida dimensão criassem artefactos indesejáveis que inviabilizaram a reconstrução com a técnica TIE. Assim, foi necessário utilizar um sistema afocal com redução de 3:1, no caso das lentes de contacto, e de 2:1 no caso da lente intraocular. Pelo facto de estas lentes terem distâncias focais muito curtas e de terem que ser colocadas no plano focal anterior da primeira lente do sistema $4f$, tornou-se muito difícil confinar o diafragma de abertura do sistema à posição da lente de teste. Tal se deve à rápida expansão do feixe após o ponto focal da lente de teste.

Para evitar estes constrangimentos, seria aconselhável, numa futura modificação da montagem, utilizar uma fonte luminosa de baixa coerência, como um LED, em conjunto com um condensador colocado logo após a lente de teste para evitar a rápida expansão do feixe e, simultaneamente, suprimir a componente de refração esférica da frente-de-onda a analisar. Essa abordagem, vai ao encontro de soluções semelhantes encontradas em trabalhos anteriores. (22,23)

5. Conclusões

Devido ao aumento no mercado da diversidade de tipos de LIO, surgiu a necessidade de avaliar diversos parâmetros de qualidade de imagem tal como a Função de Transferência de Modulação ao longo de várias vergências. Assim sendo, o objetivo deste trabalho foi avaliar os parâmetros necessários de qualidade ótica de LIO multifocais.

Para alcançar o sucesso do objetivo proposto esta investigação foi dividida em várias fases.

Numa 1ª fase, foram realizadas simulações no programa de traçado de raios Oslo® e em ambiente de programação MATLAB® para prever a eficiência da técnica TIE, de duas lentes de contacto RGP para ser mais fácil a obtenção de resultados com este método.

Através desta técnica foi possível recriar mapas de intensidade luminosa a partir das lentes avaliadas utilizando processamento de imagem para reconstrução de frente-de-onda, essencial para calcular a MTF a diversas distâncias. Através do subcapítulo 4.1, é possível verificar que tanto a potência da lente como o nível do ruído têm impacto na escolha de parâmetro de desfocagem, que ficou situado entre os 150 e 200 μm . A TIE demonstrou ter dificuldades à medida que a potência das lentes avaliadas aumenta, pois o valor de pico-a-pico também aumenta, contudo este fenómeno faz com que o parâmetro de desfocagem ótimo que supera o nível de ruído, desça. Ainda no mesmo subcapítulo é possível concluir que embora o nível de ruído provoque maior variação no valor de Δz_{opt} , é mais fácil reduzir este fator aumentando o número de aquisições usadas na média do sinal ou utilizando processamento digital de imagem, sendo o valor MSE dentro dos limites aceitáveis (muito abaixo de 5%) e portanto um método fidedigno para esta avaliação.

Foi então desenvolvido um protótipo laboratorial, com base nas simulações realizadas, constituído por um laser He-Ne e uma configuração 4f para recolher os dados necessários ao cálculo da MTF através de apenas dois registos bidimensionais de intensidade ótica, em cada uma das lentes analisadas (LC +8,00D; LC +10,5D e LIO monofocal +26,5D).

Os resultados referentes às lentes analisadas em ambiente experimental, demonstraram ser possível a recuperação de *defocus* (C4) para a lente de +10,5D, contudo é necessário remover o forte efeito de curvatura de frente de onda ao C4 para que as aberrações de ordem superior e outras métricas de qualidade de imagem possam ser recuperadas, principalmente em lentes com potência dióptrica superiores a +10,00D. Os coeficientes de Zernike obtidos ajudam a perceber que os valores de aberrações não foram recuperados corretamente.

Além disso, os valores relativos à LIO de +26,5D, verificaram grande influência do ruído na reconstrução de frente de onda e conseqüente mau cálculo dos parâmetros de qualidade ótica MTF e PSF. Isto demonstra que a técnica TIE pode ser mais facilmente aplicável a lentes de contacto de baixa potência que a lentes intraoculares e por esta razão não foi possível avaliar lentes intraoculares multifocais.

Incertezas na montagem experimental desenvolvida podem ter influenciado bastante os resultados obtidos, pois as distâncias focais entre lentes e entre o sistema $4f$ foram todas medidas com uma régua métrica. Ainda em relação à montagem experimental, algum do material que a constituía, não ficava bem firme no suporte correspondente, podendo provocar *tilt* do feixe ótico e conseqüentemente resultados menos favoráveis.

Em trabalho futuros relacionados com esta temática será necessário o uso de uma calha automatizada controlada por computador para distâncias entre componentes da montagem experimental mais precisas, assim como também melhores suportes que facilitem a centragem das lentes do sistema, para que haja o menor *tilt* possível. Além disso seria aconselhável utilizar uma fonte luminosa de baixa coerência, como um LED, um condensador colocada logo após a lente de teste para evitar a rápida expansão do feixe e suprimir a componente esférica da frente-de-onda.

Bibliografía

1. Anderson HÁ, Glasser A, Manny RE, Stuebing KK. Age-related changes in accommodative Dynamics from preschool to adulthood. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2010;51:614-622.
2. Sharma KK, Santhoshkumar P. Lens aging: effects of crystalins. *Biochim Biophys Acta* 2009; 1790: 1095-1108.
3. E. Niels, M. Rudy. Multifocal intraocular lenses in cataract surgery: Literature review of benefits and side effects. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39:268-278.
4. Jorge LA, Joseph P. *Multifocal Intraocular Lenses: The Art and the Practice*. New York: Springer, 2014.
5. Davison JA, Simpson MJ. History and development of the apodized diffractive intraocular lens. *J Cataract Refract Surg*. 2006; 32:849-858
6. Schwieglerling J. Theoretical limits to visual performance. *Surv Ophthalmol* 2000; 45:139-146.
7. Charman WN. Optics of the eye. In: Bass M, ed. *Handbook of Optics*, 2nd ed. New York, McGraw-Hill, 1995, vol 1:24.17-24.18.
8. Pelosini L, Hull CC, Boyce JF, McHugh D, Stanford MR, Marshall J. Optical Coherence Tomography May be Used to Predict Visual Acuity in Patients with Macular Edema. *IOVS*. 2011; 52; 5: 2741-2748.
9. Cuzzani OE, Ellant JP, Young PW, Gimbel HV, Rydz M. Potential Acuity Meter versus Scanning Laser Ophthalmoscope to predict visual acuity in cataract patients. *J Cataract Refract Surg*. 1998; 24: 263-269.
10. Rainer R, Wilhelm S, Christoph WS, Christian L. Imaging quality of intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg*. 2005; 31: 1618-1631.
11. EN/ISSO 11979-2: *Ophthalmic Implants-Intraocular lenses*. Part 2: Optical Properties and Test Methods. Annex C. 2014.
12. Holladay JT, Dijk H, Lang A, Portney V, Willis TR, Sun R, Oksman HC. Optical performance of multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg*. 1990; 16: 413-422.
13. Kawamorita T, Uozato H. Modulation transfer function and pupil size in multifocal and monofocal intraocular lenses in vitro. *J Cataract Refract Surg*. 2005; 31: 2379-2385.
14. Pieh S, Fiala W, Malz A, Stork W. In Vitro Strehl Ratios with Spherical, Aberration-Free, Average and Customized Spherical Aberration-Correcting Intraocular Lenses. *IOVS*. 2009; 50: 1254-1270.
15. Rémon L, Arias A, Calatayud A, Furlan WD, Monsoriu JÁ. Through-focus response of multifocal intraocular lenses evaluated with a spatial light modulator. *JOSA*. 2012; 51: 8594-8598.
16. Catalayud A, Remón L, Martos J, Furlan WD, Monsoriu JA. Imaging quality of multifocal intraocular lenses: automated assessment setup. *Oph Physiol Opt*. 2013; 33, 420-426.
17. Grilli S, Ferraro P. Whole optical wavefields reconstruction by Digital Holography. *JOSA*. 2001; 9; 6: 294-302.

18. Chhaniwal VK, Kihiko JM, Dubey S, Shearon G, Javidi B, Anand A. Digital holographic testing of biconvex lenses. *Appl Opt.* 2013; 52; 36: 8714-8722.
19. Cuhe C, Marquet P, Depeursinge C. Simultaneous amplitude and quantitative phase-contrast microscopy by numerical reconstruction of Fresnel off-axis holograms. *Appl Opt.* 1999; 1; 38: 6994-7001.
20. Charrière F, Kühn J, Colomb T, Montfort F, Cuhe E, Emery Y, Weible K, Marquet P, Despeursinge C. Characterization of microlenses by digital holographic microscopy. *JOSA.* 2006; 45; 5: 829-835.
21. Dorrer C, Zuegel JD. Optical testing using the transport-of-intensity equation. *OSA.* 2007; 15; 12: 7165- 7175.
22. Shomali R, Darudi A, Nasiri S. Application of irradiance transport equation in aspheric surfasse testing. *IJLEO.* 2012; 123; 14: 1282-1286.
23. Soltani P, Darudi A, Nehmetallah G, Moradi AR, Amiri J. Accurate testing of aspheric surfaces using the transport of intensity equation by properly selecting the defocusing distance. *Applied Optics.* 2016; 55; 35: 10067-10072.
24. Thibos LN, Hong X, Bradley A, Applegate A. Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations. *JOV.* 2004; 4; 4: 329-351.
25. Cheng X, Bradley A, Thibos LN. Predicting subjective judgment of best focus with objective image quality metrics. *JOV.* 2004; 4; 4: 310-321.
26. Alarcon A, Canovas C, Weeber H, Tsai L, Hileman K, Piers P. Preclinical metrics to predict through-focus visual acuity for pseudophakic patients. *JOSA.* 2016; 7; 5: 1877-1888.
27. Teague MR. Deterministic phase retrieval: a Green's function solution. *JOSA.* 1983; 73; 11: 1434-1441.
28. Streibl N. Phase imaging by the transport equation of intensity. *Opt Commun.* 1984 : 49; 1: 6-10.
29. Roddier F, Roddier C. Wavefront reconstruction using iterative Fourier transforms. *Appl Opt.* 1991; 30; 11: 1325-1327.
30. Roddier F, Roddier C. Wave-front reconstruction from defocused images and the testing of ground-based optical telescopes. *JOSA.* 1993; 10; 11: 2277-2287.
31. Paganin D, Nugent K. Noninterferometric Phase Imaging with Partially Coherent Light. *APS.* 1998; 2: 12-15.
32. Basunia M, Banerjee PP, Abeywickrema U, Poon TC, Zhang H. Recursive method for phase retrieval using transport of intensity and its applications. *Appl Opt.* 2016; 55; 33: 9546-9554.
33. Ehrabkhani SOM, Efelnberg LEW, Homas T, Chneider S. Fourier-based solving approach for the transport-of-intensity equation with reduced restrictions. *Opt Express.* 2018; 26; 9: 1282-1286.
34. Gureyev TE. Rapid quantitative phase imaging using the transport of intensity equation. *Opt Commun.* 1998; 133; 97: 339-346.

35. Waller L. Laura Waller [Internet]. Berkeley (California). Department of Electrical Engineering and Computer Sciences - University of California; 2010 [updated 2014 Dec 8]. Available from: <http://www.laurawaller.com/opensource/>.
36. ANSI Z80.28-2004. Methods for Reporting Optical Aberrations of Eyes, American National Standards Institute (2004).
37. Wilcox C. MathWorks [Internet]. Massachusetts (EUA). MathWorks; 2010 [updated 2010 Mar 24]. Available from: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/27072>.

ANEXOS

ANEXO I

(Script OSLO para simulação da propagação do feixe e aplicação da TIE)

```

cmd test_gwf(int nx)
{
    int ny=nx;
    double data[nx+1][ny+1];
    int file_id, errornum;
    double OPD_min, OPD_max, datatemp;
    double rms_opd;
    double xshift, yshift, zshift;
    xshift = yshift = zshift = 0.0;

    file_id = fopen(C:\Users\Guilherme\Documents\TIE\WavefrontData\LC_6mm.txt, "wt");
    fprintf(file_id, "OPD\n");
    twr;
    gwf(0, 1, nx, &opd_min, &opd_max, &rms_opd, &xshift, &yshift, &zshift, &data);

    print opd_min, opd_max, rms_opd, xshift, yshift, zshift;
    print wav[wav+1], uni;
    for (i=0; i<nx; i++)
    for(j=0;j<ny;j++) {
        datatemp = data[i][j];
        if (datatemp>100)
            data[i][j] = 0.000000001;
        else
            data[i][j] =datatemp*uni*1000;
            errornum = fprintf(file_id, "%e\n", data[i][j]);
    }
    print errornum;
    fclose(file_id);
}

```

ANEXO II

(Script MATLAB que recebe a matriz de DPO da AFO calculada no OSLO)

```

% -----
% This script reads wavefront data from OSLO file
% The maximum matrix size from OSLO is 256x256
% -----
clear all;
close all;

[filenamein, pathnamein]=uigetfile('*.txt','Selezione o ficheiro com AFO (*.txt)');
wvftable = readtable([pathnamein filenamein]);
% wvftable = readtable('WavefrontData/LC10D_perseconE_PD2p325mm.txt');
rpupil = 0.965;
lambda=0.632e-6;           %wavelength
wvfvect = wvftable.OPD;
[N1,~]=size(wvfvect);
minw = min(min(wvfvect));
maxw = max(max(wvfvect));
N = sqrt(N1);
M = N;
wft = zeros(N);
for i=1:N
    for j=1:M
        wft(i,j)=wvfvect(N*(i-1)+j);
        if wft(i,j)== 1e-9
            wft(i,j)= maxw;
        %           wft(i,j)= 0;
    end
end
end

figure(1)
x=linspace(0,1,N);y=linspace(0,1,M);
[X,Y]=meshgrid(x,y);
contourf(x,y,wft);shading interp
colorbar;
axis square;
figure(2)
surf(x, y,wft);
colormap('winter');
colorbar;
% Print zernike coefficients up to order 36
Jmax = 36;
[jOSA, CjsOSA] = zern_OSA(wft,Jmax);

jvsCj=table(jOSA, CjsOSA);
save(['WavefrontData/jvsCj_'
strept(filenamein,'.txt','mat')], 'jvsCj');
save(['WavefrontData/CjsOSA_'
strept(filenamein,'.txt','mat')], 'CjsOSA', 'rpupil', 'wft');

[WP,~]=ZphaseOSA(CjsOSA,M,rpupil,rpupil,lambda);
WP = transpose(WP);
figure; plot(x,WP(M/2,:),x,wft(M/2,:));

function [jOSA, CjsOSA] = zern_OSA(wft,Jmax)
% -----
% This function gets as an input the wavefront OPD map as a matrix
% and delivers the Zernike coefficients from least squares regression
% using matrix inversion.

```

```

% Jmax is the max number of Zernike polynomials
% it calls the zernike_coeffs() authored by
% Christopher Wilcox and Freddie Santiago and
% retrieved from:
% https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/27072
% -----

Cj = zernike_coeffs(wft, Jmax);

n = [0 1 1 2 2 2 3 3 3 3 4 4 4 4 5 5 5 5 5 5 6 6 6 6 6
6 7 7 7 7 7 7 7 8 8 8 8 8 8 8 8 9 9 9 9 9 9 9 9 10
10 10 10 10 10 10 10 10 10 10 11 11 11 11 11 11 11 11 11 11 11 11 11 11 12
12 12 12 12 12 12 12 12 12 12 12 12 13 13 13 13 13 13 13 13 13 13 13 13 13
13 13 13];

n = n(1:Jmax)';

m = [0 -1 1 0 -2 2 -1 1 -3 3 0 -2 2 -4 4 -1 1 -3 3 -5 5 0 -2 2 -4 4 -6
6 -1 1 -3 3 -5 5 -7 7 0 -2 2 -4 4 -6 6 -8 8 -1 1 -3 3 -5 5 -7 7 -9 9 0
-2 2 -4 4 -6 6 -8 8 -10 10 -1 1 -3 3 -5 5 -7 7 -9 9 -11 11 0
-2 2 -4 4 -6 6 -8 8 -10 10 -12 12 -1 1 -3 3 -5 5 -7 7 -9 9 -11
11 -13 13];

m = m(1:Jmax)';

% Convert double indexing order to OSA single indexing order
jdx = zeros(Jmax,1);
CjsOSA = zeros(Jmax,1);

for jj = 1:Jmax
    jdx(jj) = (n(jj)*(n(jj)+2)+m(jj))/2;
end

for ii = 1:Jmax
    CjsOSA(1+jdx(ii)) = Cj(ii)/sqrt(pi);
end
jOSA = (0:Jmax-1)';

end

```


ANEXO III

(Script MATLAB para aquisição de imagem)

```

% -----
% Aquisição de imagens com o setup TIE
% -----

close all;
% Get system settings:
Nframes = input('Number of frames per trigger = ');
% Number of frames to be acquired
filename= input('name = ','s');

% Camera settings:
vid = videoinput('gent1', 1, 'Mono8');
src = getselectedsource(vid);
vid.FramesPerTrigger = 1;

% src.ExposureAuto = 'Continuous';
src.ExposureAuto = 'Off';
src.ExposureTime = 10000;      % Needs adjustment for given object
%% Adjust exposure time
ok = 0;
while ok == 0
    warning off;
    data = getsnapshot(vid);      % Gets a snapshot
    warning on;
    Image = data(:,:,1,1);
    imshow(Image);              % Displays Image

    str = ['Current ExpTime = ',num2str(src.ExposureTime) '. New
ExpTime = '];
    response = input(str,'s');
    if isempty(response)
        ok = 1;
    else
        src.ExposureTime = str2num(response);
    end
end

% Set number of frames for data averaging
vid.FramesPerTrigger = Nframes;
start(vid);
ImgBuffer = getdata(vid);
I1 = sum(ImgBuffer(:,:,1,:),4) / Nframes;

% Save data file with average intensity distribution
save(['C:\Users\User\Documents\MATLAB\TIE\Data\',filename], 'I1');

% Display acquired image (2D)
figure(1); imshow(I1(:,:,:),[]);
[M,N] = size(I1);

% Display acquired image central horizontal line (1d)
figure(2); plot(I1(M/2,:));
ylim([0 256]);

% delete camera handle
delete(vid);

```