**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE FÍSICA DE SÃO CARLOS**

ANDRÉ ORLANDI DE OLIVEIRA

Retinógrafo coaxial não-midriático

São Carlos
2017

ANDRÉ ORLANDI DE OLIVEIRA

Retinógrafo coaxial não-midriático

Tese apresentada ao Programa de Pós Graduação em Física do Instituto de Física de São Carlos da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Física Aplicada

Orientador: Prof. Dr. Jarbas Caiado de Castro Neto

Versão Corrigida

(Versão original disponível na Unidade que aloja o Programa)

São Carlos
2017

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica revisada pelo Serviço de Biblioteca e Informação do IFSC,
com os dados fornecidos pelo autor

Oliveira, André Orlandi de
Retinógrafo coaxial não-midriático / André Orlandi
de Oliveira. ; orientador Jarbas Caiado de Castro Neto.-
São Carlos, 2017.
117 p.

Tese (Doutorado - Programa de Pós-Graduação em
Física Aplicada) - Instituto de Física de São Carlos,
Universidade de São Paulo, 2017.

1. Retinógrafo coaxial. 2. Retinografia não-
midriática. 3. Reflexos. 4. Iluminação. 5. Sistemas
ópticos. I. Castro Neto, Jarbas Caiado de, orient.
II. Título.

*À minha esposa, Raissa, com amor, admiração e gratidão
por sua compreensão, carinho, presença e incansável apoio
ao longo do período de elaboração deste trabalho.*

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Jarbas C. de Castro Neto, que, além da orientação acadêmica, através da qual pude concluir este trabalho, também me inspirou em outras áreas da vida, sempre me apoiando e aguçando minha visão.

À equipe do Laboratório de Instrumentação Eletrônica (LIEPO) pelo apoio técnico imprescindível para o sucesso desse projeto. Em especial, agradeço ao Rogério Barros, pela admirável prontidão em atender atenciosamente todas as solicitações e ideias sugeridas, ao João Nogueira pela disponibilidade e apoio, e à Tayna Bertacine, pela agilidade e destreza nos mais diversos pedidos.

À toda equipe do Laboratório de Instrumentação Óptica para Oftalmologia e Agricultura (LIO²A): Prof. Dra. Fátima Yasuoka, Dra. Luciana de Matos, Marco de Souza, Vicente Mattos, Fernanda Paolillo e Angelo Govone. Obrigado a todos pelas conversas, pelas discussões produtivas e pelo encorajamento, tornando o ambiente do laboratório muito agradável.

Ao meu irmão, Lucas, primeiramente pelo amor, carinho e respeito demonstrado ao longo de todos esses anos, e também pelo apoio técnico fornecido para o desenvolvimento e conclusão desse trabalho.

À Profa. Cláudia de Oliveira e ao Rafael Ribeiro pelo apoio através da disponibilização do software para o desenvolvimento do trabalho.

À equipe da biblioteca do IFSC, pela atenção e simpatia, e a meus amigos Rafael Furlan, Leonardo Castro, Pedro Soares e Victor Teizen, pelas agradáveis conversas e discussões sobre física e assuntos afins e pela companhia. Em especial, agradeço ao meu amigo Émerson Barbano, por ter dividido momentos incríveis com ele, desde o início de nossa carreira acadêmica, pelo otimismo e por todo o apoio oferecido ao longo de todos esses anos.

À minha esposa, que sempre acreditou e me manteve em pé, suportando e me encorajando a continuar, com carinho, imensurável amor e paciência.

À minha família, especialmente aos meus pais, Wilson e Fernanda, pelo infindável amor, e à minha irmã, Larissa, e ao seu esposo, Mateus, pelas risadas e companheirismo. Agradeço aos meus sogros, Marcial e Angela, pelo respeito e carinho, e às minhas estimadas cunhadas, Egle e Lais, por todos os momentos de descontração.

Ao Vítor, pela amizade, disponibilidade e atenção sempre que solicitadas.

Ao Zeus e à Lola, pelo imenso carinho e companheirismo.

Finalmente, ao Grupo de Óptica do IFSC, ao Prof. Dr. Vanderlei Bagnato, ao CEPOF e a todos que de alguma maneira contribuíram para a conclusão desse trabalho.

*“A mente que se abre a uma nova ideia,
jamais volta ao seu tamanho original.”*
(Albert Einstein)

RESUMO

OLIVEIRA, A. O.. **Retinógrafo coaxial não-midriático**. 2017. 117 p. Tese (Doutorado em Ciências) – Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2017.

Retinógrafo é um complexo sistema óptico que, simultaneamente, ilumina e captura imagens da retina. Basicamente, esse equipamento é composto por três módulos: iluminação, lente objetiva e detecção. Em razão de seu sofisticado desenho óptico, é possível conciliar baixa refletividade da retina e obtenção de imagens de alta qualidade. Entretanto, em virtude do alto número de componentes não-coaxiais do módulo de iluminação, seu alinhamento óptico se torna complexo. Neste trabalho, é apresentado um sistema óptico totalmente coaxial para um retinógrafo não-midriático. A óptica de iluminação tradicional é substituída por um anel de *Surface Mounted Device* (SMD) *Light Emitting Diodes* (LEDs) que, analogamente ao equipamento tradicional, forma um anel de luz no plano da pupila do olho, iluminando homogeneamente a retina e evitando reflexos gerados na córnea. Com essa substituição, os três módulos do equipamento se tornam coaxiais, facilitando o alinhamento final. Devido à inovação da arquitetura do retinógrafo, um novo método de eliminação de reflexos também foi introduzido, possibilitando ao equipamento fornecer imagens nítidas e de alta qualidade, suficientes para exames de triagem. Além da iluminação, os módulos da objetiva e de detecção foram substituídos por componentes comerciais, visando a simplificação do projeto de retinógrafo. Dessa forma, pretende-se reduzir o custo de comercialização do produto, de modo que clínicas no Brasil e em países em desenvolvimento possam ser equipadas e capazes de realizar diagnósticos de doenças do olho que causam perda parcial ou total da visão.

Palavras-chave: Retinógrafo coaxial. Retinografia não-midriática. Reflexos. Iluminação. Sistemas ópticos.

ABSTRACT

OLIVEIRA, A. O.. **Coaxial non-mydratic fundus camera**. 2017. 117 p. Tese (Doutorado em Ciências) – Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2017.

Fundus camera is a complex optical system that simultaneously illuminates and images the retina. It is basically divided into three modules: objective lens, illumination and detection. Because of its sophisticated optical design, it is possible to achieve high-quality images under low reflected light by the fundus. However, due to its high number of off-axis components, mainly in the illumination system, the optical alignment of the equipment can be complex. To simplify the architecture of the equipment, we report a completely coaxial optical system, with no off-axis components. The traditional illumination system is replaced by a ring of light emitting diodes of surface mounted device type. As in the previous design, the eye pupil is illuminated with a ring of light, producing a uniform pattern on the retina and avoiding reflection on the cornea. Due to this new design and the lack of optical components in the illumination system, a new method of avoiding reflection on the surfaces of the objective lens is presented. Besides, the objective lens and the detection system were composed of commercial components, also simplifying the equipment project and lowering its cost. The final goal of this work is to provide non-mydratic high quality fundus images for screening with a low-cost equipment, enabling developing countries to increase the number of people examined.

Keywords: Coaxial fundus camera. Non-mydratic fundus image. Reflection. Illumination. Optical system.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 – Refração de um raio de luz por uma superfície esférica.	30
Figura 2.2 – Os pontos cardinais (ou gaussianos) são dados pelo primeiro e segundo pontos focais F_1 e F_2 e pelo primeiro e segundo pontos principais P_1 e P_2 , respectivamente. Os pontos focais são determinados pela posição de foco de um objeto posicionado no infinito (raios colimados). A distância entre o ponto principal P_2 e o ponto focal F_2 determina a distância focal efetiva (EFL), ou simplesmente a distância focal f . As distâncias entre as superfícies externas da lente e os pontos focais são chamadas de distância focal frontal (FFL) e distância focal traseira (BFL).	33
Figura 2.3 – O traçado de raios da Figura 2.2 com a identificação da distância focal f e das distâncias do objeto e da imagem s e s' , respectivamente.	34
Figura 2.4 – Esquema de raios de luz refratados no centro e a uma altura y do eixo óptico de uma superfície esférica.	35
Figura 2.5 – Traçado de raios esquemático de um sistema óptico para ilustrar as relações entre pupilas, <i>stops</i> e campos.	37
Figura 2.6 – Coordenadas do raio de luz atravessando a abertura circular da lente.	39
Figura 2.7 – Aberração esférica em uma lente convergente (positiva). O <i>círculo de menor confusão</i> acontece num ponto intermediário entre P'' e P' , no melhor foco da imagem. A <i>cáustica</i> é definida pela curva que limita os raios mais externos do pincel de raios.	40
Figura 2.8 – Coma em uma lente convergente (positiva).	40
Figura 2.9 – Representação dos planos e linhas tangenciais e sagitais de uma lente esférica convergente.	41
Figura 2.10–Representação das superfícies focais sagital e tangencial e da superfície de Petzval de uma lente esférica convergente.	42
Figura 2.11–Representação dos dois tipos de distorção em comparação ao caso (a) livre de distorção: (b) distorção almofada e (c) distorção barril.	42
Figura 2.12–Aberração cromática longitudinal e transversal de uma lente esférica ocasionadas pela diferença dos índices de refração da luz para os diferentes comprimentos de onda.	43
Figura 2.13–Exemplo de lente asférica.	44

Figura 2.14—O sistema de iluminação Köhler é utilizado para produzir iluminação uniforme a partir de uma fonte de luz não-uniforme. O condensador projeta a imagem da fonte de luz extensa sobre a pupila de entrada do projetor, que por sua vez forma a imagem da abertura, que está próxima ao condensador, sobre a área de interesse. A iluminação produzida sobre essa área é a mesma que seria observada caso a fonte de luz fosse posicionada no lugar do projetor.	45
Figura 3.1 – O limite de difração: a imagem de um ponto formada pela lente perfeita com uma abertura circular. O padrão consiste em um ponto central brilhoso, chamado de disco de Airy, circulado por anéis concêntricos, cujas intensidades diminuem rapidamente.	49
Figura 3.2 – Representação da imagem de duas fontes pontuais para diferentes distâncias entre si. Distância entre os pontos: (a) maior que a separação de Rayleigh: as imagens dos dois pontos são claramente diferenciadas; (b) exatamente na separação de Rayleigh: é possível distinguir entre as duas imagens; e (c) menor que a separação de Rayleigh: não é possível diferenciar entre os dois pontos.	50
Figura 3.3 – Formação de imagem por uma objetiva. (a) A resolução do sistema é adequada e é capaz de resolver a modulação do objeto; (b) a frequência do objeto é maior do que a máxima resolução do sistema, não sendo possível observar sua modulação.	52
Figura 3.4 – Formação de imagem por uma objetiva hipoteticamente perfeita de magnificação unitária para diferentes tamanhos de pixel do sensor. A frequência de Nyquist do sensor é (a) maior que a frequência de modulação do objeto, sendo possível resolvê-lo; (b) igual à frequência de modulação do sensor, também sendo possível de resolvê-lo; e (c) menor que a frequência de modulação do objeto, não sendo possível resolvê-lo.	53
Figura 3.5 – Ilustração da modulação de um objeto. Considerando o valor mínimo do objeto (preto) como zero e o valor máximo (branco) como um, o contraste é variado.	54
Figura 3.6 – Exemplo de transferência de modulação por uma lente. A onda quadrada é transferida como uma função seno devido à função transferência de modulação da lente.	54
Figura 3.7 – Padrão militar estadunidense utilizado pela força aérea nacional para testar equipamentos ópticos (USAF 1951).	57

Figura 3.8 – <i>Edge Spread Function</i> (ESF) é a função que determina o contraste entre o claro e escuro do padrão. Quanto mais abrupta a queda, melhor a resolução do sistema. Aplicando a derivada de primeira ordem à ESF, obtém-se a <i>Point Spread Function</i> (PSF), que é a imagem de um impulso de luz formada pelo sistema óptico. A Transformada de Fourier da PSF resulta na curva da Função Transferência de Modulação (MTF) em função da frequência espacial, sendo possível a determinação do contraste para cada resolução espacial.	59
Figura 4.1 – Diagrama do olho humano mostrando as principais estruturas (esquerda). Ampliação da estrutura da retina revelando suas camadas (direita). Formação da imagem invertida na retina.	61
Figura 4.2 – Curva da densidade de cones e bastonetes em função do ângulo em relação à fóvea para uma seção horizontal do olho humano.	63
Figura 4.3 – Desenho óptico do modelo de olho humano de Navarro-Escudero ⁴² com incidência de luz em diferentes ângulos: 0, 15 e 22,5 graus.	64
Figura 5.1 – Princípio de oftalmoscópio direto utilizando um separador de feixes para simultaneamente iluminar e observar o fundo do olho.	65
Figura 5.2 – Princípio de funcionamento de um oftalmoscópio indireto.	66
Figura 5.3 – Esquema de um retinógrafo tradicional com iluminação na forma de anel e eliminação de reflexos da objetiva pela introdução de pontos absorvedores em planos focais conjugados.	66
Figura 5.4 – Anel de iluminação e pupila para imageamento localizados na pupila do olho humano. O anel amarelo designa a região de iluminação da pupila, enquanto o círculo cinza designa a região utilizada para observação da retina. A região escura entre essas duas regiões é o espaço necessário para evitar reflexões na imagem.	70
Figura 5.5 – Fotografia de olho mecânico com reflexos da iluminação gerados pelas superfícies da lente objetiva.	72
Figura 5.6 – Retinógrafo tradicional com sistema de iluminação e detecção simplificados. Traçado de raios dos reflexos gerados na objetiva. Traço azul: raios de luz provenientes da fonte de iluminação; traço verde: raios de luz refletidos pela superfície <i>S2</i> e refratados pela superfície <i>S1</i> ; traço cinza: raios de luz refletidos pela superfície <i>S2</i> , refratados pela superfície <i>S1</i> e que estão dentro do campo de visão do sistema de detecção.	73
Figura 6.1 – Princípio de funcionamento de um retinógrafo (paraxial). O olho projeta a imagem de sua retina no infinito e a lente objetiva forma essa imagem em um ponto intermediário. Por fim, a lente de detecção focaliza a imagem da retina sobre o sensor.	77
Figura 6.2 – Simulação da variação de foco do sistema óptico formado pelo olho e pela objetiva para erro de refração entre -8D e +5D. Diferença entre os dois extremos igual a 16,323 mm.	78

Figura 6.3 – Formação de imagem pela objetiva oftálmica VOLK 28D.	79
Figura 6.4 – Diagrama óptico do retinógrafo com anel de SMD LEDs atuando como sistema de iluminação. Traçado azul: caminho óptico da iluminação; Traçado vermelho: caminho óptico da imagem da retina.	81
Figura 6.5 – Diagrama óptico dos reflexos da objetiva. Traçado azul: caminho óptico da iluminação; Traçado verde escuro: caminho óptico dos reflexos que acoplam ao sistema de detecção; Traçado verde claro: caminho óptico dos reflexos que não acoplam ao sistema de detecção.	83
Figura 6.6 – Simulação dos reflexos em uma superfície côncava. O objeto é o anel de LEDs e a imagem é seu reflexo.	83
Figura 6.7 – Exibição de apenas a parcela de luz refletida que acopla ao sistema de detecção, sendo o restante ignorado.	84
Figura 6.8 – Anel absorvedor bloqueando a parcela de luz que geraria o reflexo na objetiva e acoplaria ao sistema de detecção. Dessa forma, nenhum reflexo é formado na imagem.	84
Figura 6.9 – Demonstração de toda iluminação do anel de luz incidindo sobre a superfície refletora côncava com uma parcela sendo bloqueada pelo anel absorvedor.	85
Figura 6.10–Resultado de simulação não-sequencial da iluminação do plano conjugado da retina com a introdução de um anel absorvedor, entre o anel de luz e a lente refletora, para as distâncias de (a) 32,00 mm; (b) 32,25 mm; e (c) 32,50 mm.	86
Figura 6.11–Raspberry PI 3 é um computador de baixo custo do tamanho de um cartão de crédito que desempenha diversas funções.	87
Figura 6.12–Aspectos de imagem de sensores. Esquerda: parte da imagem na direção vertical é perdida, mas a área útil do sensor é de 70,0%; direita: não há corte na imagem, mas a área útil do sensor utilizada para imagem é de 58,9%.	88
Figura 6.13–Edmund Optics #33-305 é um componente óptico comercial que possui abertura variável entre $f/1,85$ e $f/16$, ajuste de foco (200 mm - ∞) e 25 mm de distância focal.	89
Figura 6.14–Vista de cima do sistema de alinhamento preliminar do retinógrafo com os olhos do paciente. O sistema apresentado à esquerda é responsável pelo alinhamento do olho direito do paciente, enquanto que o sistema à direita é responsável pelo alinhamento do olho esquerdo.	90
Figura 7.1 – Formação da imagem do anel de luz sobre a pupila do olho a partir do anel de LEDs.	92
Figura 7.2 – SMD LED modelo SYNIOS E4014, fabricado por OSRAM Opto Semiconductors. (a) Espectro de emissão; (b) emissão em função do ângulo.	92

Figura 7.3 – Anel de iluminação composto por SMD LEDs. Onze pares de SMDLEDs brancos e infravermelhos são montados intercalados formando um anel de diâmetro de 21 mm, ao redor de um furo de 13 mm de diâmetro. Luz proveniente da retina atravessa o furo para formar sua imagem no sistema de detecção. a) Esquemático; b) fotografia.	93
Figura 7.4 – Esquemático do cone de alumínio utilizado para eliminar reflexos da objetiva.	93
Figura 7.5 – Sistema óptico do retinógrafo coaxial não-midriático.	94
Figura 7.6 – Padrão utilizado para a medida da MTF do retinógrafo coaxial não-midriático.	95
Figura 8.1 – Representação esquemática do sistema de imagem e iluminação montados coaxialmente no RCNM.	97
Figura 8.2 – RCNM completo montado no suporte mecânico do equipamento. Utilizou-se o sistema de gaiolas para o alinhamento dos componentes. Da esquerda para a direita: objetiva, cone bloqueador, anel de SMD LEDs, óptica de detecção e Raspicam.	98
Figura 8.3 – Sistema de alinhamento do RCNM. Vista de cima do equipamento sem a carenagem para observação dos componentes internos.	98
Figura 8.4 – Exemplos de alinhamento do retinógrafo coaxial não-midriático com os olhos (a) direito (letra "R", de <i>right</i>) e (b) esquerdo (letra "L", de <i>left</i>).	99
Figura 8.5 – Montagem do RCNM em uma mesa mecânica para ajustes de posicionamento do equipamento com o olho do paciente.	100
Figura 8.6 – Curva de MTF fornecida pelo software ZEMAX para o sistema óptico completo do retinógrafo coaxial não-midriático.	101
Figura 8.7 – MTF do retinógrafo coaxial não-midriático para diferentes regiões da imagem. Preto: limite de difração; colorido: MTF em diferentes região da imagem.	102
Figura 8.8 – Simulação não-sequencial do sistema de iluminação com anel absorvedor.	102
Figura 8.9 – Retinografia do olho esquerdo de um jovem sadio de 28 anos obtida pelo retinógrafo coaxial não-midriático.	104
Figura 8.10–Retinografia do olho esquerdo de um jovem sadio de 28 anos obtida pelo retinógrafo CANON Retinal Camera CR-2 AF.	105
Figura 8.11–Retinografia do olho direito de um jovem sadio de 28 anos obtida pelo retinógrafo coaxial não-midriático.	106
Figura 8.12–Retinografia do olho direito de um jovem sadio de 28 anos obtida pelo retinógrafo CANON Retinal Camera CR-2 AF.	107
Figura 8.13–Retinografia da região do nervo óptico do olho esquerdo de um jovem sadio de 28 anos obtida pelo retinógrafo coaxial não-midriático.	108
Figura 8.14–Retinografia da região do nervo óptico do olho direito de um jovem sadio de 28 anos obtida pelo retinógrafo coaxial não-midriático.	109

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Aberrações de Seidel e seus coeficientes.	39
Tabela 4.1 – Parâmetros ópticos do modelo de olho humano de Navarro-Escudero.	64
Tabela 6.1 – Especificações do equipamento retinógrafo coaxial não-midriático.	76
Tabela 6.2 – Especificações do sensor do módulo Raspicam.	88

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVR		razão arteríolo-venular
BFL		distância focal traseira
DMRI		degeneração macular relacionada à idade
EFL		distância focal efetiva
EMD		edemas maculares diabéticos
ESF		função degrau
FFA		Angiografia fluoresceínica
FFL		distância focal frontal
FOV		<i>campo angular de visão</i>
ICG		Angiografia com indocianina verde
LED		<i>Light Emitting Diode</i>
LSF		<i>line-spread function</i>
MTF		função transferência de modulação
OMS		Organização Mundial de Saúde
OTF		função de transferência óptica
PSF		<i>point-spread function</i>
PTF		função transferência de fase
RCNM	...	retinógrafo coaxial não-midriático
RD		Retinopatia diabética
SMD		<i>Surface Mounted Device</i>
USAF		força aérea estadunidense

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	25
1.1	Impacto social	27
1.2	Estrutura do trabalho	28
2	SISTEMAS ÓPTICOS	29
2.1	Refração da luz em uma superfície	29
2.2	A região paraxial	31
2.3	Equação de formação de imagem	33
2.4	O invariante de Lagrange	35
2.5	<i>Stops</i> , aberturas e pupilas	36
2.6	Aberrações de Seidel	38
2.6.1	<i>Aberração esférica</i>	39
2.6.2	<i>Coma</i>	40
2.6.3	<i>Astigmatismo e curvatura de campo</i>	41
2.6.4	<i>Distorção</i>	42
2.6.5	<i>Aberração cromática</i>	43
2.7	Lentes asféricas	43
2.8	Iluminação Köhler	45
3	DESEMPENHO DE SISTEMAS ÓPTICOS	47
3.1	Point-spread function (PSF)	47
3.2	Resolução	48
3.2.1	<i>O limite de difração</i>	49
3.2.2	<i>O limite de resolução de um sensor</i>	51
3.2.3	<i>Função Transferência de Modulação (MTF)</i>	53
3.2.4	<i>A importância da MTF de um sistema óptico</i>	55
3.2.4.1	<i>USAF 1951</i>	56
3.2.4.2	<i>Knife-edge</i>	56
4	OLHO HUMANO	61
4.1	Estrutura do olho	61
4.2	Retina	62
4.3	Óptica do olho e formação de imagens	63
4.3.1	<i>Modelo de olho de Navarro-Escudero</i>	64

5	RETINÓGRAFOS TRADICIONAIS	65
5.1	Principais aplicações	67
5.2	Sistema de iluminação	69
5.2.1	<i>Iluminação do olho por anel de luz</i>	<i>69</i>
5.2.2	<i>Reflexos da objetiva</i>	<i>71</i>
6	RETINÓGRAFO COAXIAL NÃO-MIDRIÁTICO	75
6.1	Especificações do equipamento	76
6.2	Tratamento paraxial	76
6.3	Erro de refração	77
6.4	Lente objetiva	78
6.5	Sistema de iluminação	79
6.5.1	<i>Exames não-midriáticos</i>	<i>81</i>
6.6	Eliminação de reflexos	82
6.7	Sistema de detecção	86
6.7.1	<i>Sensor</i>	<i>86</i>
6.7.2	<i>Conjunto óptico de detecção</i>	<i>88</i>
6.8	Sistema de alinhamento lateral com o olho	89
7	METODOLOGIA	91
7.1	Obtenção da retinografia não-midriática	91
7.2	Sistema de iluminação	91
7.2.1	<i>Simulações no ZEMAX®</i>	<i>92</i>
7.3	Sistema de imagem	94
7.4	Medida de MTF do sistema óptico	95
8	RESULTADOS	97
8.1	Sistema completo	97
8.2	Desempenho do sistema de imagem	98
8.2.1	<i>Medidas experimentais</i>	<i>99</i>
8.3	Uniformidade de iluminação	101
8.4	Imagens obtidas pelo retinógrafo coaxial não-midriático	102
9	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	111
	REFERÊNCIAS	113

INTRODUÇÃO

Retinografia é um método não invasivo utilizado para diagnosticar diversas doenças do olho, como descolamento de retina, degeneração da mácula, glaucoma e outras especialmente associadas ao avanço de idade,^{1,2} além de doenças relacionadas à circulação e ao cérebro, que também podem ser diagnosticadas através de exames realizados baseados em imagens da retina.³ Isso faz com que retinógrafos – equipamentos utilizados para examinar a retina – sejam de uso mandatório em maior parte das clínicas de saúde.

O retinógrafo é um equipamento complexo que se baseia no princípio de funcionamento de um oftalmoscópio indireto. Desde sua invenção, muitos avanços têm sido realizados para que imagens obtidas da retina possuam cada vez mais qualidade, favorecendo um diagnóstico mais preciso de doenças, assim como o acompanhamento durante tratamentos. Como o interior do olho é uma região escura, da qual não é emitida luz naturalmente, é necessário que haja uma iluminação externa para que seja possível sua observação, particularmente da região do fundo do olho, compreendida pela retina. Devido à anatomia do olho humano, que possui apenas a pupila como abertura de interface entre seu interior e exterior, muitos cuidados devem ser tomados durante o desenvolvimento e montagem de um retinógrafo. A iluminação do olho, por exemplo, não pode ser realizada de maneira arbitrária, pois reflexos e espalhamentos gerados na córnea impedem que a pequena parcela de luz proveniente da retina seja observada com qualidade.⁴

Um dos avanços mais importantes que marcou a trajetória dos retinógrafos foi proposto em 1910 por Gullstrand,⁵ o que resolveu o problema do reflexo gerado pela córnea. Ele propôs que a iluminação do olho do paciente fosse realizada por um anel de luz focalizado sobre a pupila do olho, preenchendo sua região periférica e deixando sua área central livre de iluminação, que deveria ser reservada para observação.⁶ Dessa forma, como não há luz incidente na área central da córnea, também não há luz refletida, eliminando as imagens fantasmas da fonte de luz.⁵ Por sua eficiência, esse método de iluminação ainda tem sido vastamente utilizado em modelos atuais de retinógrafo.⁷⁻¹¹

Da mesma forma que reflexos na córnea exigiram mudanças no projeto do sistema de iluminação de retinógrafos, reflexos gerados nas superfícies de seus componentes ópticos também determinaram o surgimento de técnicas capazes de eliminá-los. A iluminação do olho concomitantemente à observação da retina demanda que ambas as tarefas utilizem uma componente óptica comum, chamada de lente objetiva. No caso da iluminação, a objetiva é responsável pela focalização do anel de luz sobre a pupila do olho, enquanto que no caso da observação da retina, a objetiva é utilizada para a formação da imagem do fundo olho. Essa

arquitetura faz com que surjam reflexos indesejados na imagem, gerados nas interfaces das lentes da objetiva devido ao seu compartilhamento com o sistema de iluminação. Como a imagem observada é resultante de retro-reflexões e espalhamento (retinografia) ou fluorescência (angiografia) do fundo do olho,^{12,13} qualquer reflexo das interfaces ópticas é mais intenso que ela,¹⁴⁻¹⁶ o que demanda um complexo sistema óptico para a conciliação entre baixa intensidade de luz obtida da retina e a eliminação dos reflexos gerados.

Embora todos esses problemas tenham sido superados pela arquitetura apresentada em 1969 por Knoll,¹⁷ por se tratar de um sistema óptico altamente sofisticado para ser projetado, fabricado e montado, poucas empresas no mundo foram capazes de lançar equipamentos dessa natureza no mercado.¹⁸ Isso se deve principalmente ao método de eliminação de reflexos, que demanda alto conhecimento em várias etapas do desenvolvimento do projeto óptico, assim como durante o processo de alinhamento da objetiva com o sistema de iluminação, que é muito crítico e complicado devido a inúmeros componentes ópticos que devem ser montados fora do eixo óptico de imagem. Isso faz com que o custo do equipamento seja alto, não somente pelos motivos citados, mas também pela dificuldade da produção de alguns componentes ópticos, principalmente da lente objetiva.

Para contribuir com o desenvolvimento do projeto de retinógrafos, visto que pouco avanço tem sido observado desde 1969, este trabalho propõe um sistema óptico totalmente coaxial. Com essa proposta, a inerente simplificação de toda a arquitetura do equipamento favorece o seu desenvolvimento, desde a etapa de projeto até os processos de alinhamento e montagem. Isso é feito pela substituição do complexo sistema de iluminação por um conjunto de *Surface Mounted Device* (SMD) *Light Emitting Diode* (LED) montados na forma de anel, posicionado entre a objetiva e o sistema de detecção. Esse anel de SMD LEDs continua respeitando a proposta de Gullstrand, garantindo que reflexos da córnea não ofusquem a imagem da retina. Em consequência disso, este trabalho também propõe um novo método para a eliminação dos reflexos gerados na objetiva, também simplificando a etapa de montagem do equipamento.

O principal objetivo dessas propostas é viabilizar um novo sistema de iluminação, completamente diferente do que tem sido empregado atualmente, buscando alcançar um sistema óptico simples capaz de capturar imagens da retina com qualidade suficiente para exames de triagem, de acordo com as necessidades de profissionais da área de oftalmologia para diagnosticar doenças pela estrutura ocular. Em consequência dessa inovação, a supressão do complexo sistema de iluminação, simplificando o retinógrafo para uma arquitetura completamente coaxial, deve reduzir o custo do equipamento, visto sua facilidade de alinhamento e da necessidade de menor quantidade de componentes complexos.

Além disso, o desenvolvimento dessa nova concepção de retinógrafos inclui a obtenção de imagens não-midriáticas do fundo do olho. A pupila do olho é pequena e sensível à iluminação externa. Ao ser submetida à luz, a pupila contrai, reduzindo a intensidade de iluminação dentro do olho.¹⁹ A fim de evitar esta contração, é comum a utilização de drogas para dilatar a pupila do paciente, abrindo espaço para a iluminação e facilitando a captura de imagens.²⁰ Contudo, o desconforto causado aos pacientes por essa prática fez com que retinógrafos não-midriáticos

começassem a ser desenvolvidos, uma vez que não dependem da dilatação não-natural da pupila, sendo mais apropriados para exames de triagem.^{21,22}

1.1 Impacto social

Segundo dados apresentados pela Organização Mundial de Saúde (OMS), em 2015 havia 940 milhões de pessoas com algum grau de perda de visão, sendo que 246 milhões apresentavam alta perda e 39 milhões eram cegas.^{23,24} A primeira maior causa de cegueira é a catarata, que detém 51% dos casos, seguida do glaucoma com 8% das pessoas cegas. Posteriormente, nessa lista se encontram doenças como a degeneração macular relacionada à idade (DMRI) com 5%, cegueira infantil e opacidade da córnea com 4% cada, erros refrativos não corrigidos e tracoma com 3% cada, retinopatia diabética com 1% e outras causas não identificadas com o restante de 21%.²⁵ Entre as pessoas cegas, a maioria vive em países em desenvolvimento e 82% têm mais que 50 anos de idade.²³ Embora os números mostrem um quadro preocupante, dados dos últimos 20 anos demonstram um progresso significativo na prevenção e cura dos casos em diversos países. Um dos destaques na América do Sul é o Brasil, que na última década garantiu serviços de cuidados oftálmicos através de programas sociais.²³

A OMS estima que 80% dos casos de desabilidade visual podem ser prevenidos ou curados com o correto tratamento.²³ Em especial o glaucoma, a retinopatia diabética, erros refrativos não corrigidos e a cegueira infantil podem ser prevenidos se a população for submetida rotineiramente a exames de triagem, como a retinografia. Nesse sentido, existe uma crescente demanda mundial pela utilização de retinógrafos para a realização de exames e diagnósticos precoces de doenças, principalmente das associadas ao envelhecimento populacional, assim como para o acompanhamento de seus tratamentos.¹⁸

Entretanto, o custo desses equipamentos pode ser um empecilho para que clínicas de saúde no Brasil e em outros países em desenvolvimento sejam capazes de oferecer esses exames à população, visto que, em média, um equipamento retinógrafo custa em torno de US\$ 50.000,00. Por isso, um dos objetivos desse trabalho também é a redução drástica do custo final de um retinógrafo, buscando atingir o valor de US\$ 15.000,00, o que significa uma redução em 70%. Assim, pela mesma verba aplicada, haveria a possibilidade de equipar mais de três clínicas de saúde ao invés de uma, o que aumentaria o alcance desses exames para a população mundial.

1.2 Estrutura do trabalho

Este trabalho apresenta, além do capítulo introdutório, o desenvolvimento de mais oito capítulos distribuídos na seguinte estrutura:

Capítulo 2 - **Sistemas ópticos** - apresenta uma introdução a respeito do comportamento da luz através de sistemas ópticos simples e complexos.

Capítulo 3 - **Desempenho de sistemas ópticos** - apresenta conceitos importantes para a determinação do desempenho de sistemas ópticos e sua importância.

Capítulo 4 - **Olho humano** - revisa a anatomia do olho humano e apresenta o modelo óptico utilizado nesse trabalho.

Capítulo 5 - **Retinógrafos tradicionais** - introduz os princípios de funcionamento, principais aplicações e as dificuldades do projeto de retinógrafos tradicionais.

Capítulo 6 - **Retinógrafo coaxial não-midriático** - apresenta o retinógrafo coaxial não-midriático, tema desse trabalho, discutindo suas especificações e as soluções adotadas para seu desenvolvimento.

Capítulo 7 - **Metodologia** - apresenta a metodologia do desenvolvimento e da obtenção dos resultados do retinógrafo proposto.

Capítulo 8 - **Resultados** - apresenta os resultados do trabalho, desde análises realizadas em *software* até retinografias obtidas com o novo sistema.

Capítulo 9 - **Conclusões e trabalhos futuros** - apresenta as conclusões do trabalho e sugestões para o futuro do projeto.

SISTEMAS ÓPTICOS

Um sistema óptico é composto pela combinação de componentes ópticos, como lentes, espelhos, prismas, entre outros, que conduz raios de luz de um ponto a outro alterando suas direções de propagação. Conhecendo o feixe de luz de entrada e o sistema óptico utilizado, é possível determinar o feixe de saída através das leis e propriedades da óptica. Os mais importantes e comuns sistemas ópticos são os de formação de imagem, em que um objeto localizado a uma distância (finita ou infinita) produz uma imagem em uma posição (finita ou infinita). Esse tipo de óptica é utilizado para observação de uma diversidade de objetos, como, por exemplo, estrelas distantes e estruturas celulares de dimensões próximas ao limite de difração da luz.

Neste capítulo são introduzidos vários conceitos importantes e necessários para determinar a localização, tamanho e orientação de imagens formadas por um sistema óptico. Esses conceitos são baseados nas equações da óptica paraxial, que representa muito bem as relações envolvidas. O termo *paraxial* significa que as propriedades de formação de imagem consideram um sistema óptico perfeito, podendo ser estendido para sistemas ópticos bem-corrigidos que se aproximam muito das leis paraxiais.

2.1 Refração da luz em uma superfície

A lei de Snell ($n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2$) é a lei fundamental da óptica que, aliada à geometria e trigonometria, propicia todos os cálculos de um sistema óptico. A Figura 2.1 mostra um raio de luz (GQP) incidindo no ponto Q sobre uma superfície esférica de raio de curvatura R , com centro de curvatura em C , separando dois meios refrativos de índices de refração n e n' , respectivamente. A refração da luz em uma superfície é o fenômeno que acontece quando a luz atravessa a interface entre dois meios de índices de refração distintos, sofrendo alterações em sua velocidade e direção de propagação. O ponto P representa a posição em que a intersecção desse raio de luz com o eixo óptico ocorreria, a uma distância L da superfície, caso não houvesse a refração na superfície. Após a refração em Q , o raio cruza o eixo óptico no ponto P' , distante L' da superfície. O raio de luz forma os ângulos U e U' com o eixo óptico antes e depois da refração, respectivamente, e forma os ângulos I e I' com a reta normal à superfície antes e depois da refração, respectivamente.²⁶ Para evitar repetições e estabelecer um padrão, todas as

Figura 2.1 – Refração de um raio de luz por uma superfície esférica.

Fonte: Adaptada de SMITH.²⁶

grandezas relacionadas à luz antes e depois da refração serão representadas por uma letra pura e com apóstrofo, respectivamente.

A convenção de sinais mais comum, e utilizada nesse texto, segue as seguintes regras:

1. A luz viaja da esquerda para a direita.
2. O raio de curvatura é positivo caso o centro de curvatura fique à direita da superfície, e negativo, caso contrário.
3. Distâncias à direita da superfície são positivas e à esquerda, negativas.
4. Os ângulos de incidência e refração (I e I') são positivos se o raio de luz deve sofrer uma rotação no sentido horário para se alinhar com a reta normal à superfície.
5. Os ângulos dos raios de luz em relação ao eixo óptico (U e U') são positivos caso devam sofrer uma rotação no sentido horário para se alinharem a ele.
6. Alturas de objetos são positivas, caso estejam acima do eixo óptico, e negativas, caso estejam abaixo.

Uma série de equações que permitem o traçado de um raio de luz através de uma superfície pode ser derivada com base na Figura 2.1. A começar pelo triângulo PAC ,

$$CA = (R - L)\sin U \quad (2.1)$$

e pelo triângulo QAC ,

$$\sin I = \frac{CA}{R} \quad (2.2)$$

Aplicando a lei de Snell, o seno do ângulo após a refração pode ser calculado como

$$\text{sen } I' = \left(\frac{n}{n'} \right) \text{sen } I \quad (2.3)$$

O ângulo externo ao triângulo PQC é igual a $I - U$ e o ângulo externo ao triângulo $P'QC$ é igual a $I' - U'$. Observa-se que ambos se tratam do mesmo ângulo QCO e, portanto,

$$U' = U + I' - I \quad (2.4)$$

Do triângulo $QA'C$,

$$\text{sen } I' = \left(\frac{CA'}{R} \right) \quad (2.5)$$

e substituindo as Equações 2.2 e 2.5 na Equação (2.3), obtém-se

$$CA' = \left(\frac{n}{n'} \right) CA \quad (2.6)$$

Finalmente, do triângulo $P'A'C$,

$$CA' = (R - L') \text{sen } U' \quad (2.7)$$

Rearranjando os termos, obtém-se

$$L' = R - \left(\frac{CA'}{\text{sen } U'} \right) \quad (2.8)$$

Logo, a partir da definição do ângulo U e da intersecção com o eixo óptico L de um raio de luz, é possível determinar essas grandezas para raio refratado pela superfície, U' e L' , respectivamente. Isso significa que, para um raio de luz incidente sobre um sistema óptico, é possível determinar o ângulo e a posição do raio de luz de saída, se realizados os cálculos para cada uma das superfícies do conjunto óptico em questão.²⁶

2.2 A região paraxial

A região paraxial de um sistema óptico é uma região infinitesimal próxima ao eixo óptico em que os ângulos dos raios de luz (*i.e.*, os ângulos dos raios de luz com a superfície e com o eixo óptico) podem ser aproximados pelos valores de seus senos e tangentes. De posse disso, a maneira mais simples de se obter as equações paraxiais que regem a refração de um raio de luz através de uma superfície é pela substituição dos termos senos pelo próprio ângulo nas equações

obtidas na seção 2.1.²⁶ Assim,

$$\text{da Equação (2.1)} \quad ca = (R - l)u \quad (2.9)$$

$$\text{da Equação (2.2)} \quad i = ca/R \quad (2.10)$$

$$\text{da Equação (2.3)} \quad i' = (n/n')i \quad (2.11)$$

$$\text{da Equação (2.4)} \quad u' = u + i' - i \quad (2.12)$$

$$\text{da Equação (2.6)} \quad ca' = nca/n' \quad (2.13)$$

$$\text{da Equação (2.8)} \quad l' = R - ca'/u' \quad (2.14)$$

A representação dos parâmetros em letra minúscula indica que são as correspondentes equações de (2.9) a (2.14), no regime da óptica paraxial. Como elas se aplicam exatamente à região em que ângulos e alturas são infinitesimais, é possível manipulá-las de modo que os termos i , u e ca das expressões sejam suprimidos sem perda de validade. Logo, pelas substituições adequadas, obtém-se

$$l' = ln' \frac{R}{(n' - n)l + nR} \quad (2.15)$$

Pelo rearranjo da Equação (2.15), obtém-se uma expressão que possui grande semelhança à equação de formação de imagem (derivada na seção 2.3), que relaciona as distâncias de objeto e imagem de um sistema óptico completo,

$$\frac{n'}{l'} = \frac{n' - n}{R} + \frac{n}{l} \quad (2.16)$$

Embora pareça controverso, as equações paraxiais são frequentemente utilizadas para ângulos e alturas não tão pequenos. Essa extensão do uso da região paraxial é muito útil para a estimativa dos diâmetros dos elementos ópticos, por exemplo, pois as equações paraxiais são lineares e não trigonométricas e, por isso, podem ser redimensionadas. Também é uma excelente aproximação para determinar a posição da imagem de sistemas ópticos bem corrigidos. Apesar de os cálculos paraxiais serem frequentemente utilizados em esboços preliminares de sistemas ópticos e em cálculos aproximados, o que corriqueiramente é chamado de “aproximação paraxial”, deve-se deixar claro que as equações paraxiais são perfeitamente exatas para a região paraxial. Elas são usadas na determinação de aberrações ópticas do sistema como base para comparação de quão longe um raio de luz, trigonometricamente calculado, se desvia de sua posição ideal.²⁶

2.3 Equação de formação de imagem

A determinação do tamanho e da localização de uma imagem formada por um sistema óptico pode ser simples e convenientemente representada por dois pares de pontos cardinais (ou pontos gaussianos). Isso é sempre verdade, seja para uma lente simples ou para um conjunto complexo de várias lentes. Esses pontos são conhecidos por primeiro e segundo *pontos focais* e primeiro e segundo *pontos principais*. O *ponto focal* é onde a imagem de um objeto axial infinitamente distante do sistema óptico é formada. O plano transversal imaginário em que a lente desvia o cone de luz que é focalizado no ponto focal é chamado de *plano principal*, e o ponto que esse plano principal cruza o eixo óptico é chamado de *ponto principal*, conforme demonstrado na Figura 2.2. Em óptica paraxial, o primeiro e o segundo planos principais são reduzidos a somente um, chamado de *plano principal*; e o ponto em que esse plano cruza o eixo óptico é chamado de *ponto principal*.²⁶

Figura 2.2 – Os pontos cardinais (ou gaussianos) são dados pelo primeiro e segundo pontos focais F_1 e F_2 e pelo primeiro e segundo pontos principais P_1 e P_2 , respectivamente. Os pontos focais são determinados pela posição de foco de um objeto posicionado no infinito (raios colimados). A distância entre o ponto principal P_2 e o ponto focal F_2 determina a distância focal efetiva (EFL), ou simplesmente a distância focal f . As distâncias entre as superfícies externas da lente e os pontos focais são chamadas de distância focal frontal (FFL) e distância focal traseira (BFL).

Fonte: Adaptada de SMITH.²⁷

De acordo com a Figura 2.2, que ilustra os pontos cardinais de uma lente convergente, os raios de luz oriundos de um objeto infinitamente distante, se propagando da esquerda para a direita, definem o primeiro ponto focal, F_1 , e o primeiro ponto principal, P_1 , enquanto que os raios de luz se propagando da direita para a esquerda, advindos do infinito, definem o segundo ponto focal, F_2 , e o segundo ponto principal, P_2 . A distância entre os pontos P_2 e F_2 define a

distância focal efetiva (EFL)* da lente. Considerando a lente imersa em ar, essa mesma distância é dada entre os pontos P_1 e F_1 . Outras duas distâncias representadas na Figura 2.2 são a distância focal frontal (FFL)[†], que é a distância entre o vértice da primeira superfície à esquerda da lente e o ponto F_1 ; e a distância focal traseira (BFL)[‡], que é a distância entre o vértice da última superfície à direita da lente e o ponto F_2 .²⁶

Figura 2.3 – O traçado de raios da Figura 2.2 com a identificação da distância focal f e das distâncias do objeto e da imagem s e s' , respectivamente.

Fonte: Adaptada de SMITH.²⁶

Para determinar a posição e o tamanho da imagem formada por um sistema óptico, considere a Figura 2.3, que é idêntica à Figura 2.2 exceto pelas distâncias que foram denominadas com letras e pela supressão do desenho das superfícies da lente, apenas representada por seus planos principais. Nesse caso, as alturas do objeto e da imagem são denominadas por h e h' , as distâncias focais dos planos objeto e imagem são f e f' , as distâncias do objeto e da imagem em relação aos planos principais são s e s' , e as distâncias dos pontos focais ao objeto e imagem são x e x' , respectivamente. Note que essa demonstração pode ser estendida para um sistema óptico complexo, visto que se baseia apenas nas posições dos planos principais e em nenhuma outra característica.²⁶

Pela convenção de sinais e pela semelhança de triângulos, pode-se escrever

$$\frac{h}{-h'} = \frac{x}{f} \quad \text{e} \quad \frac{h}{-h'} = \frac{f'}{x'} \quad (2.17)$$

Igualando as duas expressões e balanceando as frações obtém-se

$$ff' = xx' \quad (2.18)$$

Assumindo que a lente (ou o sistema óptico) está imerso no ar, então $f = f'$, e a Equação (2.18) pode ser reescrita como

$$x' = \frac{f^2}{x} \quad (2.19)$$

* Do inglês, *Effective Focal Length*

† Do inglês, *Front Focal Length*

‡ Do inglês, *Back Focal Length*

que é a forma “newtoniana” da equação de formação de imagem de um sistema óptico. Substituindo $x = s - f$ e $x' = s' - f$ na Equação (2.19), deriva-se outra expressão para a formação de imagens,

$$\begin{aligned} f^2 = xx' &= (s - f)(s' - f) \\ &= ss' - sf - s'f + f^2 \end{aligned} \quad (2.20)$$

Cancelando os termos f^2 de ambos os membros e dividindo por $ss'f$, obtém-se

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{s} + \frac{1}{s'} \quad (2.21)$$

que é chamada de forma “gaussiana” e é a forma mais conhecida da equação de formação de imagem de um sistema óptico.

A magnificação lateral (transversal) de um sistema óptico é dada pela razão entre as alturas do objeto e da imagem,

$$m = \frac{h'}{h} = \frac{s'}{s} \quad (2.22)$$

2.4 O invariante de Lagrange

O invariante óptico, ou invariante de Lagrange, é uma constante característica de cada sistema óptico de muita importância, cujo valor numérico pode ser calculado de diferentes formas, e pode ser utilizada para a obtenção de valores de outras variáveis ópticas sem a necessidade de operações intermediárias ou traçado de raios.²⁶

Figura 2.4 – Esquema de raios de luz refratados no centro e a uma altura y do eixo óptico de uma superfície esférica.

Fonte: Adaptada de ZILIO.²⁸

Para a derivação dessa constante, considere uma superfície refratora simples dividindo dois meios de índices de refração, n e n' , respectivamente, como mostrado na Figura 2.4.

Um objeto de altura h é colocado a uma distância l da superfície, cuja imagem possui altura h' e é formada a uma distância l' da interface. Traçando um raio de luz, desde a borda do objeto, sendo refratado pela superfície, obtém-se, pela lei de Snell,

$$n \operatorname{sen} i = n' \operatorname{sen} i' \quad (2.23)$$

Na região paraxial, em que as superfícies e os ângulos dos raios de luz podem ser aproximados a um plano e a seus senos e tangentes, respectivamente, $\operatorname{sen} i = i = \tan i = h/l$ e $\operatorname{sen} i' = i' = \tan i' = h'/l'$. Logo, a Equação (2.23) pode ser reescrita como

$$\frac{nh}{l} = \frac{n'h}{l'} \quad (2.24)$$

Analogamente, por outro raio traçado desde a intersecção do objeto com o eixo óptico refratado pela mesma superfície e utilizando as mesmas considerações de região paraxial, obtém-se $y = lu = l'u'$, ou seja, $l = y/u$ e $l' = y/u'$. Substituindo l e l' na Equação (2.24), obtém-se que

$$nhu = n'h'u' \quad (2.25)$$

Note que no membro esquerdo da Equação (2.25) há somente grandezas relacionadas ao raio de luz antes da refração, enquanto que no outro membro são expressas essas grandezas após refração. Por operações similares às apresentadas acima, é possível demonstrar que para qualquer superfície ao longo de um sistema óptico, a igualdade representada pela Equação (2.25) é respeitada. Portanto, nhu é uma constante invariante através de qualquer superfície de um dado sistema óptico e é chamada de *Invariante de Lagrange*. Isso significa, por exemplo, que se um sistema afocal for utilizado para reduzir o diâmetro de um feixe de luz (um feixe de laser, por exemplo), consequentemente o campo angular de visão (ou a divergência do feixe) sofrerá um acréscimo na mesma proporção que essa redução de diâmetro.^{27,28}

2.5 Stops, aberturas e pupilas

Além das propriedades básicas de um sistema óptico, como distância focal, raios de curvatura e espessuras de lentes, existem outras que desempenham papéis muito importantes no desenvolvimento de um projeto óptico. Uma delas é o *stop*, definido como a abertura de um sistema óptico que limita a passagem de energia através dele. Essa abertura pode ser tanto os diâmetros úteis das lentes, quanto diafragmas introduzidos ao sistema. A abertura que limita o menor cone de energia que o sistema aceita de um ponto axial do objeto é chamado de *aperture stop*[§], cujo tamanho determina a iluminação (ou irradiância) no plano imagem. Já o

§ Neste texto, buscou-se a utilização de termos técnicos usuais na área de óptica, evitando traduções que não são comumente utilizadas em textos científicos.

stop que limita o tamanho ou a extensão angular do objeto de um sistema óptico é conhecido por *field stop*.^{26,27}

A Figura 2.5 ilustra o sistema óptico de um microscópio, constituído por lentes objetiva, eretora e ocular, e dois diafragmas internos. A objetiva é responsável por formar uma imagem invertida do objeto, enquanto que a lente eretora forma uma segunda imagem, tendo a imagem da objetiva como objeto. Essa imagem é formada sobre o primeiro plano focal da ocular, que é responsável por projetar essa imagem no infinito, a qual será confortavelmente vista pelo olho do usuário.

Seguindo o caminho do raio axial (designado pelas linhas sólidas pretas na Figura 2.5), é possível detectar que o *Diafragma 1* é a abertura do sistema que limita o tamanho do cone de energia axial oriundo do objeto, pois todos os outros elementos desse sistema óptico possuem aberturas suficientes para aceitar um cone maior de energia, caracterizando o *Diafragma 1* como seu *aperture stop*.

Figura 2.5 – Traçado de raios esquemático de um sistema óptico para ilustrar as relações entre pupilas, stops e campos.

Fonte: Adaptada de SMITH.²⁶

O raio oblíquo que atravessa o centro do *aperture stop* (*Diafragma 1*) é chamado de raio principal, ou *chief ray*, e é exibido na Figura 2.5 pela linha tracejada. As imagens do *aperture stop* nos espaços objeto e imagem definem as pupilas de entrada e de saída do sistema, respectivamente. Isto é, a pupila de entrada é a imagem do *aperture stop* visto de um ponto axial no objeto; e a pupila de saída é a imagem do *aperture stop* visto do plano imagem. Em outros termos, as pupilas do sistema são formadas em todos os pontos em que o raio principal cruza o eixo óptico, e o diâmetro das pupilas é determinado pelo cone axial de raios de luz em cada uma delas. Por isso, é comum em alguns sistemas existirem pupilas intermediárias, que também são imagens do *aperture stop*, mas que se encontram entre as pupilas de entrada e saída. No caso da Figura 2.5, a pupila de entrada é formada à esquerda da objetiva, a pupila de saída à direita da ocular e há uma pupila intermediária no *Diafragma 1*.²⁶

Ainda pela Figura 2.5, observa-se que outro raio principal, oriundo de um ponto situado no plano do objeto e mais longe do eixo óptico que a extremidade do objeto (linha sólida vermelha), não atravessa o *Diafragma 2*, não propagando ao longo do restante do sistema. De acordo com a definição, o *Diafragma 2*, então, atua como *field stop*, pois limita o tamanho do

objeto observado por esse sistema óptico. As imagens do *field stop* nos espaços objeto e imagem são chamadas de janelas de entrada e saída, respectivamente. No sistema da Figura 2.5, a janela de entrada coincide com o objeto e a janela de saída está localizada no infinito, coincidindo com a imagem. É importante ressaltar que, a menos que a posição do *field stop* seja a mesma que a formação de uma imagem real do objeto, as janelas do sistema não coincidem com o objeto e com a imagem do sistema. A extensão angular do objeto definida pelo *field stop* é chamada de *campo angular de visão* (FOV)¶.²⁶

2.6 Aberrações de Seidel

Nas seções precedentes, discutiu-se sobre a formação de imagens por sistemas ópticos, as quais foram limitadas a uma região infinitesimal ao redor do eixo óptico chamada de região paraxial. As considerações feitas para essa região são importantes, pois sistemas ópticos bem-corrigidos se comportam muito próximos à formação paraxial de imagens. Entretanto, ao atravessar a interface de uma lente próximo à sua borda, um raio de luz é refratado com um ângulo relativamente grande, ficando fora da aproximação paraxial. Para essas refrações, aparecem erros na formação de imagens conhecidos como *aberrações*, que são medidas pelo desvio que os raios de luz apresentam em relação ao ponto de imagem paraxial.^{26,28}

As aberrações podem ser divididas em dois tipos, as aberrações cromáticas, que ocorrem apenas em sistemas ópticos refrativos devido à variação do índice de refração do meio com o comprimento de onda da luz; e as aberrações monocromáticas (ou aberrações geométricas), que ocorrem tanto em sistemas ópticos refrativos, quanto reflexivos e não dependem do comprimento de onda da luz.

Para sistemas ópticos com simetria rotacional, a aberração total de um ponto objeto fora do eixo óptico é dado por²⁸

$$a(r, h, \varphi) = C_{40}^0 r^4 + C_{31}^1 h r^3 \cos \varphi + C_{22}^2 h^2 r^2 \cos^2 \varphi + C_{20}^2 h^2 r^2 + C_{11}^3 h^3 r \cos \varphi \quad (2.26)$$

onde os termos r e φ (raio e azimuth de passagem do raio de luz pela abertura circular da superfície refratora, respectivamente) são representados na Figura 2.6, h é o tamanho da imagem em relação ao eixo óptico, e as constantes $C_{rcos\varphi}^h$ referem-se às potências de h , r e $\cos \varphi$, respectivamente. Cada um dos cinco termos presentes na Equação (2.26) descreve uma das aberrações primárias, conforme mostra a Tabela 2.1. Essas aberrações foram estudadas em detalhes por Ludwig von Seidel por volta de 1850 e, por isso, levam o nome de aberrações de Seidel.²⁸

¶ Do inglês, *Field of View*.

Figura 2.6 – Coordenadas do raio de luz atravessando a abertura circular da lente.

Fonte: Adaptada de ZILIO.²⁸

Tabela 2.1 – Aberrações de Seidel e seus coeficientes.

Representação escalar	Coeficiente	Nome
$C_{40}^0 r^4$	C_{40}^0	Aberração esférica
$C_{31}^1 h' r^3 \cos \varphi$	C_{31}^1	Coma
$C_{22}^2 h'^2 r^2 \cos^2 \varphi$	C_{22}^2	Astigmatismo
$C_{20}^2 h'^2 r^2$	C_{20}^2	Curvatura de campo
$C_{11}^3 h'^3 r \cos \varphi$	C_{11}^3	Distorção

Fonte: Adaptada de SCADUTO.²⁹

2.6.1 Aberração esférica

A aberração esférica causa uma variação na posição de foco em função da abertura da superfície refratora, fazendo com que raios provenientes do mesmo ponto do objeto, que passam por diferentes regiões (zonas) da pupila, sejam focalizados em diferentes posições axiais.²⁹ De acordo com a Tabela 2.1, essa aberração é descrita pelo termo $C_{40}^0 r^4$, o único termo da aberração total independente de h , ou seja, a única aberração existente para objetos no eixo óptico ($h = 0$). Além disso, apresenta simetria em relação ao eixo óptico, pois não depende de $\cos \varphi$, e aumenta rapidamente com a abertura devido à sua dependência com r^4 . Para um objeto pontual, a imagem formada por uma lente com aberração esférica é um ponto brilhante no centro, contornado por um halo de luz.²⁸ A Figura 2.7 mostra o caso de uma lente esférica positiva formando a imagem de um ponto objeto sobre o eixo óptico.

Figura 2.7 – Aberração esférica em uma lente convergente (positiva). O círculo de menor confusão acontece num ponto intermediário entre P'' e P' , no melhor foco da imagem. A cáustica é definida pela curva que limita os raios mais externos do pincel de raios.

Fonte: ZILIO.²⁸

2.6.2 Coma

Coma é uma das aberrações de Seidel e é definida como a variação da magnificação em função da abertura da superfície refratora. Isso significa que, para um feixe de raios oblíquos incidindo sobre uma lente com coma, os raios refratados em regiões mais periféricas são focalizados em pontos distintos dos que atravessam o centro da lente. Assim, a imagem de uma fonte pontual forma uma espécie de cometa, o que origina o nome dessa aberração.^{26,28}

Devido à dependência linear do termo $C_{31}^1 h r^3 \cos \phi$ com h , não existe coma para objetos no eixo óptico. Entretanto, essa aberração não apresenta simetria em relação ao eixo óptico e aumenta rapidamente devido à sua dependência com $\cos \phi$ e r^3 , respectivamente. A Figura 2.8 mostra uma lente com coma formando a imagem de um objeto pontual fora do eixo óptico. O valor numérico da aberração coma dessa lente é dado por²⁸

$$b_y = b - b' \quad (2.27)$$

Figura 2.8 – Coma em uma lente convergente (positiva).

Fonte: Adaptada de ZILIO.²⁸

2.6.3 Astigmatismo e curvatura de campo

Para a descrição de astigmatismo e curvatura de campo, é necessária a introdução de alguns termos específicos. Se uma lente é representada pelo desenho de sua seção axial, raios de luz contidos nesse plano são chamados de *raios tangenciais*. Ademais, qualquer plano que contenha o eixo óptico é chamado de *plano tangencial*, ou meridional. Raios de luz que não estão contidos em nenhum plano tangencial são chamados de *skew rays*. Em especial, o raio meridional oblíquo que atravessa o centro da lente é chamado de raio principal, ou *chief ray*. Já os *skew rays* que partem do objeto e estão contidos em um plano que contém o raio principal e é perpendicular ao plano tangencial, são chamados de raios sagitais, e estão contidos no plano sagital.²⁶ Como mostrado na Figura 2.9, a imagem de uma fonte pontual formada por um conjunto de raios oblíquos no plano tangencial é dada por uma linha, chamada de imagem tangencial, perpendicular ao plano tangencial, ou seja, contida no plano sagital. Da mesma forma, a imagem formada por raios sagitais é uma linha contida no plano tangencial.

Uma lente é dita astigmática quando as imagens tangencial e sagital não são coincidentes. Na presença do astigmatismo, a imagem de um objeto pontual não é um ponto, mas um par de linhas perpendiculares separadas espacialmente ao longo do eixo óptico.²⁶ A dependência com h^2 de ambas as aberrações, astigmatismos e curvatura de campo, leva à formação de um plano focal na forma parabólica.

Todo sistema óptico possui uma curvatura de campo associada, chamada de curvatura de Petzval, que é uma função do índice de refração das lentes e das curvaturas de suas superfícies. Quando não há astigmatismo presente no sistema óptico, as imagens sagital e tangencial, S e T , coincidem com a curvatura de Petzval. Caso contrário, a discordância entre as duas curvas fornece a magnitude do astigmatismo. Como exemplo, a Figura 2.10 mostra um conjunto de pontos objeto e suas respectivas imagens, determinando as curvas S e T , sendo formadas por uma lente astigmática.^{26,28}

Figura 2.9 – Representação dos planos e linhas tangenciais e sagitais de uma lente esférica convergente.

Fonte: ZILIO.²⁸

Figura 2.10 – Representação das superfícies focais sagital e tangencial e da superfície de Petzval de uma lente esférica convergente.

Fonte: Adaptada de SMITH.²⁶

2.6.4 Distorção

Finalmente, a última aberração de Seidel é a distorção, determinada pelo termo $C_{11}^3 h^3 r \cos \phi$. Devido à sua dependência com h^3 , a distorção não existe no eixo óptico, mas cresce rapidamente para objetos fora dele. Também depende do tamanho da abertura e do ângulo com respeito ao eixo. Simplificadamente, é o equivalente transversal da curvatura de campo, e não está relacionada à falta de nitidez da imagem. Há dois tipos de distorção, a distorção em almofada, cuja magnificação lateral aumenta em função da distância em relação ao eixo óptico, produzindo imagens na forma de almofada; e a distorção em barril, cuja magnificação diminui com a distância ao eixo óptico, produzindo imagens na forma de barril, conforme exemplificado pela Figura 2.11.²⁸

Figura 2.11 – Representação dos dois tipos de distorção em comparação ao caso (a) livre de distorção: (b) distorção almofada e (c) distorção barril.

Fonte: ZILIO.²⁸

2.6.5 Aberração cromática

As aberrações de Seidel são consideradas monocromáticas por não dependerem da variação de índice de refração na interface entre dois meios. Uma outra aberração adicional a essas, chamada de aberração cromática, apresenta essa dependência, que produz uma variação na distância focal para diferentes comprimentos de onda. Como o índice de refração é maior para o azul do que para o vermelho, no regime de dispersão normal, luz azul é focalizada antes da luz vermelha, causando a aberração cromática longitudinal. Como consequência dessa diferença de distâncias focais, os raios de diferentes comprimentos de onda são focalizados em pontos distintos no eixo óptico, também havendo variação da magnificação oferecida pela lente para os diferentes comprimentos de onda, fazendo com que objetos pontuais fora do eixo também tenham suas imagens formadas em pontos diferentes transversalmente. A essa diferença de posições dá-se o nome de aberração transversal (ou lateral).²⁸ Os dois tipos de aberração cromática são exibidos na Figura 2.12.

Figura 2.12 – Aberração cromática longitudinal e transversal de uma lente esférica ocasionadas pela diferença dos índices de refração da luz para os diferentes comprimentos de onda.

Fonte: ZILIO.²⁸

2.7 Lentes asféricas

Uma das principais aberrações de um sistema óptico é a aberração esférica. Como já discutido na seção 2.6.1, essa aberração é observada mesmo para objetos sobre o eixo óptico e é proveniente do uso de superfícies esféricas em lentes e, por isso, é intrínseca ao desenho da lente. Embora apresente esse problema, esse tipo de superfície facilita muito o desenvolvimento e a fabricação de sistemas ópticos e, por isso, tornou-se tão popular. Entretanto, existem outros tipos de superfícies diferentes das esféricas, chamadas de asféricas. Por não haver esfericidade nesse tipo de superfície, consequentemente, não há aberrações esféricas. Isso significa que em alguns casos em que a aberração esférica limita o funcionamento de um sistema óptico, o uso de lentes asféricas possibilitam sua aplicação.

Devido à complexidade de suas superfícies, lentes asféricas podem corrigir outras aberrações além da esférica, como o astigmatismo. Um singlete asférico, por exemplo, pode ser utilizado para substituir um sistema óptico complexo de vários elementos, resultando em um conjunto mais compacto e leve, e, em alguns casos específicos, mais barato. Isso porque uma das desvantagens de lentes asféricas em relação a lentes esféricas é o processo de fabricação, que é mais complexo no primeiro tipo do que no segundo. Em muitos casos, o uso de um conjunto de lentes esféricas, que seria eficientemente substituído por um singlete asférico, se torna mais viável em termos de custos de projeto. O uso de superfícies asféricas adicionam um grau de liberdade ao processo de desenvolvimento de lentes, mas vale ressaltar que nem sempre outras aberrações são corrigidas pelo seu uso.²⁷

Figura 2.13 – Exemplo de lente asférica.

Fonte: COMMONS.³⁰

Originalmente, lentes asféricas utilizavam superfícies de revolução cônica, produzidas tridimensionalmente pela revolução de uma seção cônica ao redor de um eixo de simetria. A seção cônica podia ser uma das cônicas existentes, incluindo círculos, elipses, parábolas ou hipérboles. Superfícies desse tipo são descritas por

$$z = f(r) = \frac{r^2 R}{1 + \sqrt{1 - px^2 R^2}} \quad (2.28)$$

onde z é a altura da superfície, R é o raio de curvatura da superfície, r é o semidiâmetro da lente e p é o valor da *asfericidade* da superfície.³¹ Uma lente asférica determinada por esses parâmetros são exibidos na Figura 2.13.

No entanto, lentes asféricas modernas frequentemente são desenhadas com superfícies de mais alta ordem, que permitem formas mais complexas que uma simples cônica. Essas lentes são descritas por funções polinomiais da forma

$$z = f(r) = ar^2 + br^4 + cr^6 + \dots \quad (2.29)$$

onde z é a altura da superfície, r é o semidiâmetro da lente e a , b , e c são os coeficientes que controlem a forma da superfície.³¹

2.8 Iluminação Köhler

Em muitos casos de desenvolvimento de sistemas de iluminação, o objetivo é alcançar uma iluminação uniforme sobre a amostra, proveniente de uma fonte de luz não-uniforme, como é o caso do filamento de uma lâmpada ou um LED. A maneira clássica de se atingir esse objetivo é pela aplicação do método conhecido por iluminação Köhler, introduzido em 1984 pelo alemão August Köhler.³²

Como mostrado na Figura 2.14, um conjunto óptico condensador projeta a imagem da fonte extensa de luz não-uniforme sobre a pupila de entrada do conjunto projetor. Por sua vez, o projetor forma a imagem desfocada da fonte de luz sobre a área de interesse a ser iluminada. A iluminação produzida é equivalente à fonte de luz magnificada, localizada exatamente na posição do projetor, iluminando diretamente a amostra. Para um dado conjunto projetor, a iluminação máxima produzida é alcançada quando sua pupila de entrada é completamente preenchida pela imagem da fonte de luz.²⁷

Esse tipo de iluminação tem sido vastamente utilizado desde sua introdução, principalmente em retinógrafos, que devem produzir uma iluminação uniforme no fundo do olho a partir de uma fonte de luz extensa não uniforme. Nesse caso, o sistema óptico composto pelo subsistema de iluminação e objetiva projeta a imagem da fonte de luz sobre a pupila de entrada do olho, enquanto a córnea e o cristalino atuam como conjunto projetor, iluminando uniformemente a retina.

Figura 2.14 – O sistema de iluminação Köhler é utilizado para produzir iluminação uniforme a partir de uma fonte de luz não-uniforme. O condensador projeta a imagem da fonte de luz extensa sobre a pupila de entrada do projetor, que por sua vez forma a imagem da abertura, que está próxima ao condensador, sobre a área de interesse. A iluminação produzida sobre essa área é a mesma que seria observada caso a fonte de luz fosse posicionada no lugar do projetor.

Fonte: Adaptada de SMITH.²⁷

DESEMPENHO DE SISTEMAS ÓPTICOS

O desempenho de sistemas ópticos é definido pela capacidade de reproduzir a imagem do objeto sendo observado. Esse objeto pode ser uma estrela distante, uma paisagem, um organismo celular ou mesmo uma imagem termal de uma pessoa, entre outros vários exemplos. A avaliação desse desempenho normalmente é realizada através da medida da função transferência de modulação (MTF)*, uma grandeza importante tanto para um singleto esférico comum, como para um sistema óptico complexo com vários elementos. Neste capítulo, são introduzidos os parâmetros importantes para a quantificação do desempenho de um sistema óptico.

3.1 Point-spread function (PSF)

A *point-spread function* (PSF) de um sistema óptico é a distribuição de irradiância (imagem) resultante de uma fonte pontual de luz no espaço (objeto). Um exemplo claro para ilustração é um telescópio formando a imagem de uma estrela distante. A estrela está tão distante do sistema óptico que, para todos os propósitos, ela pode ser considerada um ponto de luz. Entretanto, embora essa fonte seja um ponto, sua imagem pode não ser, devido a duas razões. Primeiramente, aberrações presentes no sistema óptico deterioram a imagem, como já descrito anteriormente. A segunda, mesmo para um sistema livre de aberrações, o efeito de difração inerente ao processo de refração da luz por uma abertura circular também espalha a imagem, impedindo que o ponto ideal seja recuperado.³³

Para um sistema óptico de obtenção de imagens linear e espacialmente invariante, sejam $U_o(\xi, \eta)$ e $U_i(u, v)$ as distribuições dos campos eletromagnéticos dos planos objeto e imagem, respectivamente. Considerando que o objeto é formado por um conjunto de pontos, a imagem do sistema óptico é obtida pela soma (*i.e.*, integral) das imagens de cada um dos pontos do objeto.^{33,34} Seja $h(u, v)$ a representação da imagem de um dos pontos localizado em (ξ, η) no objeto. Então, a imagem $U_i(u, v)$ correspondente à soma das imagens do conjunto dos elementos pontuais que formam o objeto será³³

$$U_i(u, v) = \iint_{-\infty}^{\infty} h(u - \xi, v - \eta) U_o(\xi, \eta) d\xi d\eta \quad (3.1)$$

* Do inglês, *Modulation Transfer Function*.

ou, pelas mudanças apropriadas de variáveis de integração,

$$U_i(u, v) = \iint_{-\infty}^{\infty} U_o(u - \xi, v - \eta) h(\xi, \eta) d\xi d\eta \quad (3.2)$$

Entretanto, de acordo com a óptica geométrica, a imagem de um objeto pode ser magnificada, isto é, pode ser maior, menor ou de mesma dimensão que o objeto. Levando isso em consideração, seja M a magnificação do sistema óptico, de modo que

$$U_g(u, v) = \frac{1}{|M|} U_o\left(\frac{u}{M}, \frac{v}{M}\right) \quad (3.3)$$

seja a imagem magnificada prevista pela óptica geométrica, então,

$$U_i(u, v) = |M| \iint_{-\infty}^{\infty} U_g(Mu - \xi, Mv - \eta) h(\xi, \eta) d\xi d\eta \quad (3.4)$$

que é a convolução bidimensional das funções $U_g(u, v)$ e $h(u, v)$, o que torna possível obter a imagem a partir do objeto. A Equação 3.4 pode ser reescrita como

$$U_i(u, v) = \iint_{-\infty}^{\infty} U_g(Mu - \xi, Mv - \eta) PSF(\xi, \eta) d\xi d\eta \quad (3.5)$$

em que

$$PSF(\xi, \eta) = |M| h(\xi, \eta) \quad (3.6)$$

é a PSF do sistema óptico.³³

Portanto, em geral, a imagem de um sistema óptico não-ideal (não-paraxial) é dada pela convolução da imagem prevista pela óptica geométrica (paraxial) com a resposta do impulso produzido pelo sistema óptico (PSF).

3.2 Resolução

Resolução de um sistema é definida como a capacidade de distinguir os detalhes de um objeto na formação da imagem. Simplificadamente, é a habilidade de resolver dois pontos consecutivos ou um conjunto de pares de linhas brancas e pretas em um determinado espaço. Nesse último caso, a unidade de medida normalmente é expressa em pares-de-linhas por milímetro (pl/mm), também conhecida por frequência espacial. O inverso da frequência representa o espaço, em milímetros, entre duas linhas resolvidas pelo sistema. No desenvolvimento de um sistema óptico de imagem, dois tipos de resolução são importantes: a da óptica – que envolve todos os componentes ópticos, como lentes, filtros, prismas, etc. – e a do sensor – que depende majoritariamente do tamanho da célula unitária sensível à luz.

3.2.1 O limite de difração

A resolução óptica está relacionada ao máximo desempenho obtido por um conjunto óptico, isto é, a máxima resolução do objeto que pode ser transferida para a imagem com contraste suficiente. O caso ideal, ou seja, o de máxima resolução, é a imagem de uma fonte pontual sendo formada por um sistema óptico perfeito. Segundo a teoria de difração, a luz, ao atravessar uma abertura circular uniforme (lente livre de aberrações), produz um padrão de difração consistindo de uma região central com maior brilho, chamado de disco de Airy, rodeado por discos concêntricos escuros e claros, conhecido como padrão de Airy, conforme exemplificado na Figura 3.1.^{26,27} O disco de Airy contém 84% da energia da imagem do ponto e seu diâmetro até o primeiro disco escuro vale

$$D = \frac{1,22 \lambda}{NA} \quad (3.7)$$

em que λ é comprimento de onda da luz em questão e $NA = n \sin(u)$ é a abertura numérica do cone de luz. O pico de iluminação do primeiro anel claro é de apenas 1,7% relativamente ao pico de iluminação do disco de Airy, e a iluminação dos picos subsequentes diminui drástica e rapidamente.^{26,27}

Figura 3.1 – O limite de difração: a imagem de um ponto formada pela lente perfeita com uma abertura circular. O padrão consiste em um ponto central brilhoso, chamado de disco de Airy, circulado por anéis concêntricos, cujas intensidades diminuem rapidamente.

Fonte: Adaptada de SMITH.²⁷

O disco de Airy é a PSF de um sistema óptico perfeito, em que a imagem difere do objeto devido apenas ao efeito de difração da luz pela abertura circular das lentes. Isso significa que mesmo para um sistema livre de aberrações, há um limite de resolução máxima que pode ser

alcançado, conhecido como limite de difração. O limite de difração de uma lente é determinado através do critério de Rayleigh, o qual determina que a mínima distância entre dois pontos consecutivos, para que possam ser claramente distinguidos entre si, é dada pelo raio do disco de Airy, situação ocorrida quando o ponto de máxima intensidade do disco de Airy do primeiro ponto coincide com o primeiro mínimo do padrão de Airy do segundo ponto (Figura 3.2), ou seja,

$$\text{Separação de Rayleigh} = \frac{0,61\lambda}{NA} \quad (3.8)$$

é o limite de resolução de um sistema óptico ideal.

O limite de resolução no objeto pode ser obtido através do limite de resolução na imagem aplicando a magnificação do sistema, ou simplesmente pelo uso da abertura numérica do espaço objeto na Equação 3.8. No caso singular em que o objeto se encontra no infinito, a resolução do sistema deve ser expressa através dos ângulos dos raios principais, com a separação mínima correspondente de acordo com o critério de Rayleigh de

$$\text{Separação angular de Rayleigh} = \frac{1,22\lambda}{P} \quad (3.9)$$

onde P é o diâmetro da pupila de entrada do sistema.

Figura 3.2 – Representação da imagem de duas fontes pontuais para diferentes distâncias entre si. Distância entre os pontos: (a) maior que a separação de Rayleigh: as imagens dos dois pontos são claramente diferenciadas; (b) exatamente na separação de Rayleigh: é possível distinguir entre as duas imagens; e (c) menor que a separação de Rayleigh: não é possível diferenciar entre os dois pontos.

Fonte: KSHITIJ.³⁵

Além da resolução calculada para a separação de dois pontos consecutivos, em muitos casos é importante conhecer a resolução do sistema para um padrão alternado de linhas paralelas claras e escuras. Isso porque um sistema óptico opera como um filtro passa-baixa, não sendo capaz de transmitir informação em frequências maiores que a frequência de corte, dada (em ciclos por unidade de comprimento) por

$$\vartheta_0 = \frac{2NA}{\lambda} = \frac{1}{\lambda f\#} \quad (3.10)$$

em que $f\#$ é o *f-number* do sistema.

3.2.2 O limite de resolução de um sensor

Qualquer sensor possui um limite de resolução imposto pela sua estrutura e pelas características de operação, como é o caso do olho humano, filmes fotográficos, sensores digitais e etc. Essa resolução depende diretamente das dimensões do menor elemento sensível (no caso digital, o pixel). Para ilustrar o fundamento de resolução de um sensor, considere uma câmera fotográfica obtendo imagens de dois pares de barras claras e escuras, como exhibe a Figura 3.3. Nesse caso, a câmera é formada pelo conjunto óptico com o sensor. Para esse exemplo, considere que o conjunto óptico seja perfeito e capaz de resolver qualquer frequência espacial, não limitando a operação da câmera.

Então, no caso da Figura 3.3a, a câmera é capaz de distinguir o par de linhas, formando a imagem da barra clara sobre um pixel do sensor e da barra escura sobre o pixel adjacente. Assim, é possível observar a modulação do objeto na imagem, ou seja, a câmera possui resolução para essa frequência espacial. Por outro lado, no caso da Figura 3.3b, os pares de linhas possuem uma frequência espacial maior, isto é, há mais pares de linhas por unidade de comprimento. Nesse caso, ao obter a imagem desse padrão, a câmera projeta um par de linhas sobre o mesmo pixel, não sendo possível a distinção entre claro e escuro. Assim, ao invés de uma imagem modulada, tal qual o objeto, a imagem formada é uma linha contínua de mesma intensidade, ou seja, o sistema não possui resolução suficiente para transferir essa modulação do objeto para a imagem.

Portanto, há uma frequência máxima (ou limite) que o sistema é capaz de resolver sem perda da modulação. Essa frequência é conhecida por frequência de Nyquist, em homenagem ao eletrônico Harry Nyquist, e é definida como a metade da taxa de amostragem do sistema. A Figura 3.4 ilustra o caso de um padrão de barras de frequência $4pl/mm$ tendo sua imagem formada por um sistema óptico – de magnificação unitária – sobre sensores lineares de tamanhos de pixel diferentes. Nessa frequência, cada barra do par (clara e escura) possui $125\mu m$ de espessura e como os sensores considerados são lineares (uma dimensão), a altura da barra não é relevante e é suficiente para preencher o pixel nessa dimensão.

Figura 3.3 – Formação de imagem por uma objetiva. (a) A resolução do sistema é adequada e é capaz de resolver a modulação do objeto; (b) a frequência do objeto é maior do que a máxima resolução do sistema, não sendo possível observar sua modulação.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Segundo a Figura 3.4a, o primeiro sensor possui pixels de $62,5 \mu m$, isto é, a imagem de cada barra é projetada sobre dois pixels, sendo completamente resolvida, conforme a curva de intensidade mostrada, em que se nota que a amostragem de pixels é maior que a necessária para essa frequência específica. Já no caso da Figura 3.4c, os pixels do sensor possuem $250 \mu m$. Isso faz com que um par de linhas seja projetado sobre um único pixel, impossibilitando distinguir entre claros e escuros do padrão de barras. Ou seja, para essa frequência, o conjunto óptico com o sensor não é capaz de transferir a modulação do objeto para a imagem. O caso de frequência limite ocorre na Figura 3.4b, em que a dimensão do pixel de $125 \mu m$ coincide exatamente com a largura da barra, sendo possível a transferência da modulação do objeto para a imagem. Para esse conjunto, frequências acima de 4 pl/mm não poderão ser resolvidas, o que não ocorre para frequências abaixo desse valor. Portanto, a frequência de Nyquist desse sistema óptico vale 4 pl/mm . Então, empiricamente, é possível obter a equação para o cálculo da frequência de Nyquist,

$$\nu_{\text{Nyquist}} = \frac{1}{2d_{\text{pixel}}} \quad (3.11)$$

onde d_{pixel} é o tamanho do pixel do sensor.

Figura 3.4 – Formação de imagem por uma objetiva hipoteticamente perfeita de magnificação unitária para diferentes tamanhos de pixel do sensor. A frequência de Nyquist do sensor é (a) maior que a frequência de modulação do objeto, sendo possível resolvê-lo; (b) igual à frequência de modulação do sensor, também sendo possível de resolvê-lo; e (c) menor que a frequência de modulação do objeto, não sendo possível resolvê-lo.

Fonte: Elaborada pelo autor.

3.2.3 Função Transferência de Modulação (MTF)

A definição de contraste (ou modulação) pode ser obtida pela observação da Figura 3.5. Considerando um padrão de barras brancas e pretas, e assumindo o valor unitário como máximo (barras brancas) e o valor mínimo de zero (barras pretas), matematicamente, o contraste pode ser calculado por^{26,36}

$$\text{Contraste} = \frac{I_{\text{máx}} - I_{\text{mín}}}{I_{\text{máx}} + I_{\text{mín}}} \quad (3.12)$$

o que significa que para cada par de linhas clara e escura, existe um contraste associado. O vetor de contrastes para vários pares de linhas consecutivos é a modulação do objeto. Assim, sendo essa modulação a informação importante do objeto a ser transmitida para a imagem, é importante que essa transferência seja realizada o mais fielmente possível à modulação original. Para tanto, considere a Figura 3.6 em que o objeto é composto por uma onda quadrada de frequência constante e de contraste máximo constante e unitário, e uma lente formando sua imagem sobre o plano conjugado. Como já discutido na Seção 3.2.1, mesmo para uma lente perfeita, há uma deterioração da imagem devido ao efeito de difração da abertura circular da lente. Assim, a modulação inicial sofre uma perda de contraste, e sua forma de onda, que antes era uma onda perfeitamente quadrada, passa a ser uma função senoidal.

Figura 3.5 – Ilustração da modulação de um objeto. Considerando o valor mínimo do objeto (preto) como zero e o valor máximo (branco) como um, o contraste é variado.

Fonte: Adaptada de EDMUND OPTICS.³⁶

Aplicando a razão entre as duas modulações, obtém-se a MTF que descreve como um sistema óptico transfere a modulação, ou contraste, do objeto para a imagem, em função da frequência espacial. A MTF para uma frequência específica, ϑ , então, é dada por

$$MTF(\vartheta) = \frac{Contraste_{Imagem}(\vartheta)}{Contraste_{Objeto}(\vartheta)} \quad (3.13)$$

Para um sistema óptico perfeito, isto é, no limite de difração, a MTF é dada por

$$MTF(\vartheta) = \frac{2}{\pi}(\phi - \cos\phi \sin\phi) \quad (3.14)$$

e ϕ é definido como

$$\phi = \arccos\left(\frac{\lambda \vartheta}{2NA}\right) \quad (3.15)$$

Note que o argumento da função *arc-cosseno* da Equação 3.15 tem o valor máximo unitário, o que ocorre à frequência de corte dada pela Equação 3.10.

Figura 3.6 – Exemplo de transferência de modulação por uma lente. A onda quadrada é transferida como uma função seno devido à função transferência de modulação da lente.

Fonte: Adaptada de EDMUND OPTICS.³⁶

No entanto, para sistemas reais (i.e. submetidos a aberrações) deve-se levar em conta todos os efeitos causados pela lente e não apenas o efeito de difração. A distribuição do campo eletromagnético no plano imagem de um sistema formador de imagens é dada pela convolução da PSF do sistema óptico com a distribuição do campo no plano objeto,

$$U_i(u, v) = PSF(u, v) \times U_g(u, v) \quad (3.16)$$

que é equivalente à Equação (3.5). Aplicando a transformada de Fourier em ambos os lados da Equação 3.16 e o teorema da convolução, obtém-se

$$\tilde{U}_i(k_u, k_v) = OTF(k_u, k_v) \cdot \tilde{U}_g(k_u, k_v) \quad (3.17)$$

em que a função de transferência óptica (OTF)[†] é dada por

$$OTF(k_u, k_v) = \mathcal{F}\{PSF(u, v)\} \quad (3.18)$$

ou, equivalentemente,

$$OTF(k_u, k_v) = MTF(k_u, k_v) \exp(-iPTF(k_u, k_v)) \quad (3.19)$$

sendo dependente de

$$MTF(k_u, k_v) = |\mathcal{F}\{PSF(u, v)\}| \quad (3.20)$$

e da função transferência de fase (PTF)[‡]. De acordo com a Equação 3.17, para obter a imagem no domínio das frequências espaciais, basta aplicar a multiplicação ponto-a-ponto entre a distribuição do campo no plano objeto e a OTF do sistema. Isso significa que a OTF carrega todas as características do sistema óptico, inclusive os efeitos de aberração. Portanto, para sistemas de imagem, a MTF representa seu desempenho óptico, visto que a componente de fase da OTF, a PTF, tipicamente não é capturada pelo sensor, devido à leitura de intensidades realizada por estes.

3.2.4 A importância da MTF de um sistema óptico

Todo componente de um sistema possui uma MTF associada e, consequentemente, contribui para o desempenho de todo o conjunto. Isso inclui o meio em que o sistema está imerso, lentes, sensores, filmes e os próprios cabos de vídeo. Portanto, a MTF resultante de um sistema é

[†] Do inglês, *Optical Transfer Function*.

[‡] Do inglês, *Phase Transfer Function*.

o produto de todas as curvas de MTF de cada um dos seus componentes. Por exemplo, no caso do sistema citado, a MTF total é dada por

$$MTF_{Sistema} = MTF_{Meio} \cdot MTF_{Óptica} \cdot MTF_{Sensor} \cdot MTF_{Cabos} \quad (3.21)$$

Pela análise da curva de MTF do sistema, é possível determinar a combinação que atende aos requisitos de desempenho do projeto, que podem exigir uma quantidade de contraste para uma determinada frequência espacial, de modo que seja possível sua aplicação. Assim, a MTF é uma das melhores ferramentas disponíveis para se quantificar o desempenho óptico de um sistema em termos de resolução e contraste.³⁶ Pela importância da MTF no desenvolvimento de sistemas ópticos, diversas técnicas de aferição foram propostas, das quais apenas duas principais serão tratadas a seguir.

3.2.4.1 USAF 1951

Durante a aferição da MTF, deseja-se medir o valor do contraste transferido pelo sistema óptico a uma determinada frequência espacial. Como já mencionado anteriormente, o contraste é dado pela razão entre o máximo e o mínimo entre um par de linhas clara e escura, e a frequência espacial pelo inverso da separação entre elas. Em função disso, em 1951, estabelecido pela força aérea estadunidense (USAF)[§], foi introduzido um padrão de testes de resoluções chamado *USAF 1951*, que estava em conformidade com o padrão militar *MIL-STD-150A*.³⁷ Esse padrão de testes foi utilizado até recentemente como critério de aprovação. É constituído de grupos de três barras consecutivas, constituindo um padrão periódico, cujas frequências variam intra e intergrupo. O poder de resolução do sistema óptico sendo testado é determinado pela maior frequência de barras não resolvida por ele.

Embora este tenha sido um método utilizado exhaustivamente, em função de sua fragmentada e não-linear distribuição, não provém uma curva contínua de MTF versus a frequência espacial, que em muitos casos é o objetivo.

3.2.4.2 Knife-edge

Uma das técnicas mais difundidas para a aferição da MTF de um sistema óptico é pela observação da função degrau (ESF)[¶]. Entre as diversas razões para sua ampla utilização, a

§ Do inglês, *United States Air Force*

¶ Do inglês, *Edge Spread Function*.

Figura 3.7 – Padrão militar estadunidense utilizado pela força aérea nacional para testar equipamentos ópticos (USAF 1951).

Fonte: Adaptada de USAF.³⁷

principal delas é a facilidade na construção do alvo, visto que seus cálculos se baseiam na simulação de um impulso de luz, que é obtido pela função *knife-edge*. Além disso, o fluxo de energia obtido pela aplicação dessa técnica é suficiente para que não haja problemas com a detecção pelo sensor, reduzindo problemas relacionados a ruídos na imagem.^{38, 39}

Em um sistema de imagens, o sensor detecta a distribuição de intensidade do campo eletromagnético que determina a imagem. Em meios lineares, homogêneos e livres de carga, a intensidade, I , é proporcional ao quadrado do campo elétrico, U , de modo que os termos de fase da distribuição de campo evanescem, e a Equação 3.16 pode ser reescrita como

$$I_i(u, v) = \overline{PSF}(u, v) \times I_g(u, v) \quad (3.22)$$

em que I_i e I_g são as distribuições de intensidade da imagem e do objeto, respectivamente, e $\overline{PSF}$ é a distribuição de intensidades da PSF.

Para o caso particular de uma dimensão (1D), a Equação 3.22 pode ser reescrita como,

$$I_i(u) = \overline{LSF}(u) \times I_g(u) \quad (3.23)$$

sendo que a *line-spread function* (LSF) representa a resposta do sistema tendo uma linha ideal de intensidades como impulso. A LSF pode ser entendida como a integração da PSF na direção perpendicular a essa linha,

$$LSF(u) = \int_{-\infty}^{\infty} \overline{PSF}(u, v) dv \quad (3.24)$$

Considerando a função *knife-edge* como sendo o objeto, que pode ser escrita como uma função degrau ideal,

$$f(u) = \begin{cases} 0, & \forall u < 0 \\ 1, & \forall u \geq 0 \end{cases} \quad (3.25)$$

a imagem do sistema sendo avaliado formada por ele em seu foco será dada por

$$I_i(u) = \overline{LSF}(u) \times f(u) = \int_{-\infty}^{\infty} \overline{LSF}(\tau) \cdot f(u - \tau) d\tau = \int_0^{\infty} \overline{LSF}(u - \tau) d\tau \quad (3.26)$$

Convenientemente aplicando uma mudança de variável, de modo a respeitar a Equação (3.25), obtém-se

$$I_i(u) = ESF_i(u) = \int_0^{\infty} \overline{LSF}(\tau) d(\tau) \quad (3.27)$$

em que ESF_i é a função *knife-edge* transferida pelo sistema óptico ao plano imagem. Equivalentemente, então,

$$\overline{LSF}(u) = \frac{d[ESF_i(u)]}{du} \quad (3.28)$$

Ou seja, a partir da derivada em primeira ordem da imagem da função *knife-edge* formada pelo sistema óptico em seu plano focal, obtém-se sua LSF. Como a LSF é o caso unidimensional da PSF, pela transformada de Fourier da LSF, é possível obter a MTF do sistema óptico. A Figura 3.8 mostra, esquematicamente, como a medida de MTF é realizada a partir da imagem de uma função *knife-edge* detectada pelo sistema.

Figura 3.8 – *Edge Spread Function* (ESF) é a função que determina o contraste entre o claro e escuro do padrão. Quanto mais abrupta a queda, melhor a resolução do sistema. Aplicando a derivada de primeira ordem à ESF, obtém-se a *Point Spread Function* (PSF), que é a imagem de um impulso de luz formada pelo sistema óptico. A Transformada de Fourier da PSF resulta na curva da Função Transferência de Modulação (MTF) em função da frequência espacial, sendo possível a determinação do contraste para cada resolução espacial.

Fonte: Elaborada pelo autor.

OLHO HUMANO

4.1 Estrutura do olho

O olho humano, juntamente com o cérebro, consiste em um sistema óptico de suma importância para os seres humanos. Sua estrutura básica pode ser vista na Figura 4.1. A camada mais externa é dividida em duas partes: córnea e esclera. A córnea é transparente e aproximadamente esférica com raio de curvatura próximo a 8 mm. A esclera é densa, branca, opaca, de tecido fibroso e possui raio de curvatura de aproximadamente 12 mm. Os centros de curvatura da córnea e da esclera são separados por 5 mm. Entre essas camadas, está a úvea, também denominada trato uveal, que é constituída por três estruturas: a íris, o corpo ciliar e a coroide. Como o próprio nome sugere, a íris funciona como um diafragma, alterando a abertura do sistema óptico. O corpo ciliar é constituído pelo conjunto de músculos que alteram a forma do cristalino para ajustar a distância focal do olho. Finalmente, a coroide é o revestimento interno do olho que se estende desde a margem dos músculos ciliares até o nervo óptico, localizado na parte posterior do olho. A camada interior do olho é chamada de retina, que é uma extensão do sistema nervoso central e é conectada ao cérebro através do nervo óptico.^{16,40}

Figura 4.1 – Diagrama do olho humano mostrando as principais estruturas (esquerda). Ampliação da estrutura da retina revelando suas camadas (direita). Formação da imagem invertida na retina.

Fonte: Adaptada de KOLB.⁴⁰

O olho compreende três cavidades: a câmara anterior, a câmara posterior e a cavidade vítrea. A câmara anterior é a região entre a superfície posterior da córnea e a íris, preenchida

pelo humor aquoso. A câmara posterior é localizada entre a íris, o corpo ciliar e o cristalino, contendo fluido aquoso. Por fim, a cavidade vítrea, entre o cristalino e a retina, é a maior das três e contém uma massa transparente e gelatinosa chamada de humor vítreo.^{16,26}

4.2 Retina

A retina é um tecido que reveste a parte posterior do olho onde a luz é absorvida por fotorreceptores após a formação da imagem. Como pode ser visto pela Figura 4.1, a retina é constituída por camadas celulares pigmentadas e por uma camada de fibras nervosas. Essas camadas possuem variados graus de impacto óptico na formação da imagem, com a quantidade de luz incidente especularmente refletida e espalhada por cada uma delas tendo particular importância. A espessura da retina varia de 50 μm , no centro da fóvea, a 600 μm , próximo ao disco óptico.^{16,40,41}

Existe uma camada de células sensíveis à luz no fundo da retina que só é acessível à luz que atravessa as outras camadas. Essas células são de dois tipos: cones e bastonetes. Esses nomes se referem às formas que essas células possuem, apesar de haver variações em suas formas em alguns lugares da retina, dificultando a distinção entre elas. A Figura 4.2 mostra a distribuição de cones e bastonetes ao longo da seção temporal da retina, com origem sobre a fóvea. Nota-se um grande acúmulo de cones e poucos bastonetes na região da fóvea. Por outro lado, há grande quantidade de bastonetes fora dessa região, ao contrário dos cones, que são escassos. Os bastonetes são imensamente mais sensíveis à baixa luminosidade em comparação aos cones. Isso significa que a região central da fóvea possui pouca capacidade de operação sob baixa iluminação, caracterizando-se como “cega no escuro”. Por isso, quando uma pessoa se encontra em um quarto escuro, ela precisa olhar periféricamente para enxergar objetos, acionando os bastonetes do restante da retina ao invés dos cones da fóvea.

Entretanto, diferentemente dos bastonetes, os cones possuem sensibilidade à luz colorida e são responsáveis pela visão de alta definição. Por isso há uma grande concentração de cones na região da fóvea, que é responsável por captar a imagem de alta definição pelo olho humano, como, por exemplo, o texto sendo lido, o rosto de uma pessoa e qualquer cena que se deseje observar com nitidez. Como pode ser visto pela Figura 4.1, a fóvea não se localiza no eixo óptico do olho humano. Isso é intrigante, desde que a teoria envolvendo aberrações ópticas prevê que a melhor imagem de um sistema óptico é usualmente formada sobre seu eixo óptico.¹⁶

Figura 4.2 – Curva da densidade de cones e bastonetes em função do ângulo em relação à fóvea para uma seção horizontal do olho humano.

Fonte: Adaptada de ATCHINSON.¹⁶

4.3 Óptica do olho e formação de imagens

O sistema óptico do olho humano é formado por dois elementos refrativos – córnea e cristalino – e pela retina, que age como sensor óptico. Entre os dois primeiros, a córnea é a que possui o maior poder refrativo. Entretanto, como esse valor é constante, a distância focal do olho é alterada pela variação do poder refrativo do cristalino. Esse processo é chamado de *acomodação* e ocorre pela alteração da forma da lente. O diâmetro do feixe de entrada é controlado pela íris, que atua como *aperture stop* do sistema óptico do olho. Essa abertura da íris é chamada de pupila.¹⁶

Basicamente, existem dois tipos de olhos, emétopes e amétopes. Quando a combinação dos poderes refrativos da córnea e do cristalino coincide com a distância até a retina, o olho é chamado de emétrope, pois a imagem de um objeto distante (i.e. no infinito) é focalizada exatamente sobre a retina. Um olho emétrope possui uma dioptria de aproximadamente 60 D, o que corresponde a um EFL de 16,67 mm. Os casos contrários a isso, isto é, quando a distância focal efetiva da córnea e do cristalino não coincidem com a distância da retina, o olho é chamado de amétrope, podendo apresentar miopia (formação da imagem antes da retina) ou hipermetropia (formação da imagem após a retina). A Figura 4.1 mostra o funcionamento de um olho humano emétrope avistando um objeto no infinito.

4.3.1 Modelo de olho de Navarro-Escudero

Modelos esquemáticos do olho humano são úteis para diversas aplicações, como reproduzir propriedades ópticas de sua anatomia, no desenho óptico de sistemas oftálmicos ou visuais, na simulação de experimentos, prever efeitos de cirurgias refrativas ou implantes, etc. Além disso, são necessários para estimar propriedades básicas do olho, como a distância focal, ou mais complexas, como aberrações. O modelo de olho mais difundido é o proposto por Navarro-Escudero⁴² em 1999, que considera as aberrações ópticas cromáticas e acromáticas para um amplo campo de visão da retina. Segundo os autores, este modelo foi desenhado sob o critério de mínima complexidade necessária para reproduzir, com razoável precisão, o desempenho óptico médio do olho ao longo do campo visual.⁴² A Figura 4.3 mostra o modelo de olho humano com alguns feixes de luz representando seu campo visual e a Tabela 4.1 apresenta os dados ópticos utilizados na construção desse modelo no *software* ZEMAX[®].

Figura 4.3 – Desenho óptico do modelo de olho humano de Navarro-Escudero⁴² com incidência de luz em diferentes ângulos: 0, 15 e 22,5 graus.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 4.1 – Parâmetros ópticos do modelo de olho humano de Navarro-Escudero.

Superfície	Tipo	Constante cônica	Raio de curvatura (mm)	Espessura (mm)	Material
1	Cônica	-0,26	7,72	0,55	Córnea
2	Esférica	0	6,50	3,05	Humor aquoso
Stop	Plana	0	Infinito	0	Humor aquoso
4	Cônica	-3,1316	10,20	4,00	Cristalino
5	Cônica	-1,00	-6,00	16,3203	Humor vítreo
Imagem	Esférica	—	-12,00	—	

Fonte: Adaptada de ESCUDERO.⁴²

RETINÓGRAFOS TRADICIONAIS

O retinógrafo, também chamado de *fundus camera* ou *retinal camera*, é um equipamento utilizado para capturar imagens da retina do olho humano. Ademais, como o interior do olho é uma região escura, o sistema óptico desse equipamento deve promover uma iluminação uniforme, tendo a particularidade de evitar a captação de retro-reflexões e espalhamentos gerados principalmente pela córnea, que dificultam a observação direta do fundo do olho. Possui um amplo campo angular de visão e as imagens obtidas possuem alta resolução espacial, sendo capaz de observar estruturas com dimensões de dezenas de microns.¹⁸

Quando a retina de um paciente emétrepe* é iluminada, os raios originados de um ponto da retina emergem do olho como um feixe colimado. Se esse feixe é capturado pelo olho de uma pessoa também emétrepe, os raios são focados em sua retina e a imagem do fundo do olho do paciente é formada sobre ela.⁴³ Como dito anteriormente, o interior do olho é escuro, portanto a observação da retina requer uma iluminação simultânea através do sistema óptico do olho. O primeiro equipamento capaz de fazer essa conciliação foi o oftalmoscópio. No caso do oftalmoscópio direto, a iluminação simultânea do olho com a observação da retina pode ser viabilizada pelo uso de um separador de feixes, como mostrado na Figura 5.1.

Figura 5.1 – Princípio de oftalmoscópio direto utilizando um separador de feixes para simultaneamente iluminar e observar o fundo do olho.

Fonte: Elaborada pelo autor.

O FOV é limitado pelo raio de luz mais oblíquo que passa pelas pupilas dos olhos do paciente e do observador, e pode ser aumentado se a pupila do olho do paciente for dilatada ou se a distância entre os olhos (paciente e observador) for reduzida. Todavia, para certas aplicações, o FOV do oftalmoscópio direto é considerado pequeno, limitando o uso do equipamento. Essa limitação encorajou o desenvolvimento do oftalmoscópio indireto. Nesse caso, uma lente é utilizada para aumentar o FOV, mantendo a correlação óptica entre as pupilas e retinas do paciente e do observador (Figura 5.2). Essa lente oftalmoscópica coleta os raios de luz originados

* Ver seção 4.3.

na retina do paciente, colimados pela lente de seu olho, e forma uma imagem intermediária do fundo do olho. Essa imagem, por sua vez, fica localizada no foco do olho do observador (ou de uma câmera fotográfica) e, portanto, é possível ser observada. Devido ao seu princípio de funcionamento, a imagem formada pelo oftalmoscópio indireto é invertida.⁴³

Figura 5.2 – Princípio de funcionamento de um oftalmoscópio indireto.

Fonte: Elaborada pelo autor.

O retinógrafo tradicional opera de acordo com o princípio de funcionamento de um oftalmoscópio indireto. Um exemplo desse equipamento é apresentado na Figura 5.3. Seu sistema óptico completo pode ser subdividido em três partes: lente objetiva, iluminação e detecção. Embora o olho humano não seja parte do sistema óptico em si, por apresentar poder refrativo, para efeitos de cálculos e análises, ele é considerado parte do subsistema objetiva. O sistema de iluminação é composto por dois tipos de fonte de luz: infravermelho e visível. Usualmente, as fontes infravermelhas são de LED ou lâmpadas halógenas e são utilizadas para o pré-alinhamento do equipamento com o olho do paciente, de modo a evitar um maior desconforto enquanto são ajustados os níveis de potência e a posição focal. Em seguida, a fonte de luz visível é utilizada para gerar as imagens do fundo do olho e pode ser constituída de LEDs de alta potência, lasers ou lâmpadas do tipo *flash*.¹⁸

Figura 5.3 – Esquema de um retinógrafo tradicional com iluminação na forma de anel e eliminação de reflexos da objetiva pela introdução de pontos absorvedores em planos focais conjugados.

Fonte: Elaborada pelo autor.

5.1 Principais aplicações

A retina é uma camada de tecido do interior do olho humano que converte luz proveniente do ambiente em sinais nervosos que são processados pelo cérebro, o que a faz ser considerada uma extensão dele. Por causa disso, tanto doenças do olho, como doenças que afetam a circulação e o cérebro podem ser manifestadas na retina. A seguir é apresentada uma breve introdução a algumas dessas doenças.³

1. **Retinopatia diabética (RD)** – A retinopatia diabética é uma complicação da diabetes que causa perda parcial ou total da visão, e é uma das principais causas de cegueira em todo o mundo, majoritariamente em países desenvolvidos. Embora o quadro seja alarmante, visto que o número de brasileiros diagnosticados com diabetes cresceu quase 62% na última década, passando de 5,5% da população em 2006 para 8,9% em 2016,⁴⁴ há evidências de que complicações na visão em pacientes podem ser prevenidas através de exames de triagem e diagnósticos precoces.^{3,45} Os sintomas desenvolvidos pela RD na retina são danos causados à vascularização, o que levam à isquemia – resultado do crescimento de novos vasos sanguíneos, que subsequentemente podem ocasionar sangramentos e/ou descolamento da retina – ou o acúmulo de líquido e de proteínas na região da mácula, ocasionando os edemas maculares diabéticos (EMD), podendo levar a danos nos fotorreceptores da retina.³
2. **Glaucoma** – Glaucoma é a segunda maior causa de cegueira em países subdesenvolvidos, caracterizada por danos graduais ao nervo óptico, resultando em perda de campo visual.²⁵ Estudos revelam que o diagnóstico precoce dessa doença aliado ao correto tratamento minimizam o risco de prejuízo visual.⁴⁶ A principal causa do glaucoma é o aumento da pressão intraocular, que pode ser consequência do bloqueio parcial ou total do fluido no interior do olho. Seu diagnóstico é baseado na medida da pressão intraocular e da observação do disco óptico por retinografia.³
3. **Degeneração macular relacionada à idade** – A degeneração macular relacionada à idade (DMRI) é a terceira maior causa de cegueira em países subdesenvolvidos e é um crescente problema de saúde pública.²⁵ Tipicamente é diagnosticada em pessoas acima de 55 anos. Por acometer a mácula, seu sintoma é a perda gradativa do centro da visão de um ou de ambos os olhos. Embora ela não resulte em cegueira total, a região central da visão acometida afeta atividades da rotina dos pacientes, como ler, dirigir, reconhecer faces, entre outras.⁴⁷ Pode se manifestar em duas formas, sendo a mais comum a DMRI seca, que contabiliza cerca de 90% dos casos, cuja característica é a acumulação de proteína e gordura (drusas) em uma fina camada de células sob os fotorreceptores na retina.⁴⁸

Na DMRI úmida, há o crescimento de vasos sanguíneos anormais sob a mácula, que podem vaziar sangue e fluidos na mácula, causando danos à retina.

4. **Doenças cardiovasculares** – Embora não sejam um problema do olho especificamente, doenças cardiovasculares se manifestam na retina de inúmeras maneiras. Como exemplo, hipertensão e aterosclerose causam alterações na razão entre os diâmetros das artérias e veias da retina, conhecida por razão arteríolo-venular (AVR).⁴⁹ Um decréscimo dessa razão, isto é, o afinamento das artérias e o alargamento das veias, está relacionado ao acréscimo do risco de derrame e infarto do miocárdio.^{3,50,51}

Todas essas doenças podem ser diagnosticadas através de retinógrafos, que realizam dois tipos de exames: retinografia e angiografia. Na retinografia, as imagens são obtidas a partir de retro-reflexões e espalhamento da luz pela retina, enquanto que na angiografia as imagens são obtidas a partir da fluorescência do contraste aplicado na corrente sanguínea do paciente. A angiografia utiliza a fluoresceína sódica e a indocianina verde para propiciar a observação de vasos sanguíneos e outras estruturas do fundo do olho. Esse tipo de exame revolucionou o entendimento da fisiologia e patologia da retina, sendo possível o diagnóstico de várias doenças da retina e da coroide.^{3,52} A seguir são apresentados os exames realizados por retinógrafos e sua relação com as doenças supracitadas.

Retinografia colorida: esse é o exame mais comum em que o fundo do olho é iluminado com luz branca e examinado em todo o espectro visível e abrange o diagnóstico de várias dessas doenças. É comumente utilizado para triagem de glaucoma, pela observação do nervo óptico, e de retinopatia diabética e doenças cardiovasculares, através da classificação da vascularização do olho entre artérias e veias, possibilitando obter a AVR.^{3,52}

Retinografia aneríttra (*Red-free*): o uso de certos tipos de filtros espectrais favorece algumas aplicações da retinografia, como a retinografia aneríttra. Nesse caso, o exame é realizado com apenas uma parcela do espectro visível utilizando um filtro verde, 540-570 nm, que bloqueia comprimentos de onda na região do vermelho. Por isso o nome *red-free* (que traduzido do inglês significa *ausência de vermelho*). Esse tipo de exame realça lesões superficiais na retina e aumenta o contraste da membrana epirretiniana e lesões na camada de fibras nervosas. É considerado um método superior à retinografia colorida para diagnóstico de RD.⁵²

Angiografia fluoresceínica (FFA)[†]: luz com comprimento de onda na região de 490 nm é utilizada para excitar o contraste (previamente injetado na corrente sanguínea do paciente), que fluoresce em 530 nm, na região do verde. Esse exame é utilizado para o diagnóstico de doenças vasculares da retina, como o edema macular cistóide e a retinopatia diabética.⁵²

[†] Do inglês, *Fundus Fluorescein Angiography*

Angiografia com indocianina verde (ICG)[‡]: é utilizada para diagnosticar doenças na coroide, uma camada mais profunda do olho humano, como alguns casos da DMRI. O contraste é excitado com um diodo laser com comprimento de onda central no infravermelho próximo, 805 nm, e fluoresce em 810 nm.⁵²

5.2 Sistema de iluminação

5.2.1 Iluminação do olho por anel de luz

A iluminação e a obtenção de imagens da retina do olho devem ser realizadas através da única abertura do olho a ser examinado, sua pupila. A maior dificuldade trazida por essa limitação é o aparecimento de reflexos das interfaces ópticas dos elementos refrativos do olho, como a córnea, por exemplo. Isso porque, de acordo com os coeficientes de Fresnel, quando luz é refratada de um meio para outro, independentemente se a variação de índices de refração é positiva ou negativa, parte da luz é refletida e o restante é refratado. Assim, ao iluminar o olho, a refração da luz do ar para a córnea gera reflexos, dificultando sua observação com detalhes.

Por isso, em 1910, Gullstrand⁵ propôs iluminar o olho por um anel de luz focalizado em sua pupila. Enquanto a periferia da pupila é utilizada para iluminar o fundo do olho, a região central não sofre iluminação nenhuma, como mostrado na Figura 5.4. Deste modo, de acordo com o método de iluminação Köhler, discutido na seção 2.8, um padrão uniforme de iluminação se forma sobre o fundo do olho, independentemente do perfil da fonte de luz projetada. Aplicando a iluminação dessa maneira, a região central da pupila permanece não iluminada, o que significa que nenhum reflexo é gerado nessa área. Portanto, limitando a observação do fundo do olho a apenas essa região escura da pupila, a imagem formada é livre de reflexos. Esse método de iluminação do olho capaz de evitar reflexos gerados na córnea tem sido vastamente utilizado nos projetos de retinógrafos, visto que resolve completamente esse problema.

É devido a esse tipo de iluminação que, no projeto do retinógrafo tradicional, o espelho furado se encontra em um plano conjugado à pupila do olho através da objetiva do sistema. Nesse caso, o sistema de iluminação projeta o anel de luz sobre o espelho furado, que segue através da objetiva e é focalizado sobre a pupila do olho. Os reflexos gerados na córnea são, então, novamente refratados pela objetiva e formam a imagem do anel de iluminação exatamente sobre o espelho furado. Assim, dimensionando corretamente o furo do espelho, os raios de luz

[‡] Do inglês, *Indocyanine Green Angiography*

refletidos pela córnea não o atravessam, evitando que sejam acoplados ao sistema de formação de imagem.

Figura 5.4 – Anel de iluminação e pupila para imageamento localizados na pupila do olho humano. O anel amarelo designa a região de iluminação da pupila, enquanto o círculo cinza designa a região utilizada para observação da retina. A região escura entre essas duas regiões é o espaço necessário para evitar reflexões na imagem.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Para um sistema óptico (objetiva e córnea) hipoteticamente perfeito (livre de aberrações e sem efeitos de difração), o furo do espelho poderia coincidir com o tamanho da circunferência interna do anel de iluminação projetado sobre o espelho, uma vez que a PSF desse sistema seria a cópia fiel da fonte pontual de luz e faria com que toda a luz fosse refletida exatamente para o mesmo ponto de origem. Isso significaria que os reflexos da córnea seriam retro-refletidos para a fonte de luz, não invadindo a região central não iluminada. Ou seja, o raio interno do anel de iluminação poderia ser igual ao da região de observação sem que houvesse retro-reflexões acopladas ao sistema de imagem. Entretanto, em sistemas imperfeitos, a PSF não é apenas um ponto, o que significa que os raios de luz retro-refletidos formam um borrão. Então, caso isso não seja levado em consideração no momento do dimensionamento do *stop* do sistema de imagem, reflexos da córnea podem ser formados sobre a imagem. A solução para que isso não aconteça é a diminuição do raio da região não iluminada, ou o acréscimo do raio da circunferência interna do anel de luz, de modo que ambos não sejam coincidentes. Respeitando-se esses critérios, os reflexos gerados na córnea devido ao sistema de iluminação são eliminados, possibilitando a formação de imagens do fundo do olho livre de reflexos.⁵³

Com base nessa discussão, devido ao limite físico de abertura da pupila do olho, um parâmetro importante para a aplicação desse método é o raio da região central não iluminada da pupila do olho, utilizada para a observação da retina, cujo valor ideal pode ser obtido através de análises de modelos de olhos fundamentados na literatura. Considere o parâmetro óptico *Strehl ratio*, que representa a qualidade de uma imagem obtida através de um sistema óptico, originalmente proposto por Karl Strehl, e que é dado por

$$s = \exp(-\sigma^2) \quad (5.1)$$

em que σ é o erro rms (*root-mean-square deviation*) da frente de onda.⁵⁴ De acordo com o modelo de olho Navarro-Escudero,⁵⁵ um *Strehl ratio* maior que 80% é alcançado para diâmetros

de abertura de observação menores que 2 mm. Isso significa que, para reduzir os efeitos de aberrações oculares, que podem deteriorar a qualidade da imagem, a retina deve ser imageada através de uma abertura de diâmetro igual ou menor que 2 mm.⁵³ Esse diâmetro de abertura é controlado pelo *aperture stop* do sistema de detecção, que deve ser calculado através da magnificação da objetiva para que apresente o valor correspondente a um diâmetro de observação de 2 mm na pupila do olho.

5.2.2 Reflexos da objetiva

Além dos reflexos da córnea, a necessidade de iluminação do olho pela mesma abertura utilizada para observação de seu interior também causa problemas do mesmo tipo em outro componente do retinógrafo. Enquanto o sistema de iluminação utiliza a objetiva para a formação do anel de iluminação sobre a pupila do olho do paciente, o sistema de imagem a utiliza para a observação do fundo do olho. Esse compartilhamento de funções, causa um sério problema para o equipamento.

Ao atravessar uma interface de meios de índices de refração diferentes, por menor que seja essa variação, grande parte da luz é refrata por ela, mas uma pequena parcela sempre é refletida. Isso significa que grande parte da luz advinda do sistema de iluminação é refratada pela objetiva, mas uma pequena parcela é refletida em cada uma das superfícies de suas lentes. Embora cada superfície da objetiva reflita apenas uma parcela da iluminação, mesmo revestidas com filme antirreflexo, que diminuem consideravelmente a parcela de luz refletida, devido à dificuldade de iluminação da retina, a quantidade de luz refletida na objetiva é muito maior do que a oriunda do fundo do olho. Assim, esses reflexos são acoplados ao sistema de detecção, gerando imagens da fonte de luz durante a observação da retina. Um exemplo desse problema é apresentado na Figura 5.5.

Por essa razão, algumas técnicas são aplicadas no desenvolvimento do sistema de iluminação de retinógrafo a fim de evitar que esses reflexos apareçam nas imagens. A mais simples é pelo uso de dois polarizadores cruzados, o primeiro na saída da iluminação, antes da luz ser refletida pelo espelho furado, e o outro antes da óptica de detecção. Como os feixes de luz que carregam informações da retina do paciente são gerados ou por espalhamento ou por fluorescência, sua polarização inicial é perdida, fazendo com que uma parcela dessa luz atravesse o segundo polarizador e seja acoplada ao sistema de detecção. Por outro lado, a polarização dos reflexos gerados nas superfícies das lentes da objetiva sofre apenas um acréscimo de fase de π , o que não altera sua direção de polarização, causando sua absorção pelo segundo polarizador, evitando que apareçam nas imagens. As maiores desvantagens desse método são a perda de intensidade de iluminação pelo uso de polarizadores e a perda de noção de profundidade dos vasos sanguíneos do fundo do olho.

Figura 5.5 – Fotografia de olho mecânico com reflexos da iluminação gerados pelas superfícies da lente objetiva.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Devido às desvantagens oferecidas pelo uso de polarizadores para bloquear os reflexos da objetiva, houve o surgimento de uma técnica mais sofisticada, vastamente utilizada, dada pela introdução de pontos absorvedores ao sistema de iluminação. Resumidamente, para eliminar os reflexos gerados na lente objetiva, é realizada uma análise separadamente para cada uma de suas interfaces, em que cada uma delas é tratada como um espelho e as reflexões geradas por elas são traçadas de volta ao sistema de iluminação. Assim, os reflexos de cada superfície formam imagens da fonte de luz nos respectivos focos de cada “espelho”. Então, um ponto absorvedor é colocado em cada uma dessas posições, eliminando os reflexos no sensor de imagem.^{18,56}

Para melhor elucidar esse método, considere o sistema óptico completo do retinógrafo, incluindo a objetiva, mas com os sistemas de iluminação e detecção simplificados, apenas para melhor visualização, como mostrado na Figura 5.6. Sem perda de generalidade, considere que a primeira superfície da objetiva transmita toda a luz incidente, mas que a segunda interface a reflita parcialmente. Os raios gerados pela fonte de luz são focalizados pela lente *A* sobre o espelho *E*, que após serem refletidos, atingem a primeira superfície *S1* da objetiva *O*, onde são totalmente refratados e seguem para a segunda superfície *S2*. Nessa interface, a maioria dos raios são transmitidos (que não interessa para essa análise), mas uma parte é refletida. Esta parcela é novamente refratada pela superfície *S1* e focalizada em um ponto do espaço. Nesse ponto, como os raios marginais se cruzam com o raio principal, forma-se uma imagem da fonte de luz do sistema de iluminação (*IM1*). É importante frisar que esse método não distingue entre formação de imagem real ou virtual, ou seja, nesse caso considerou-se a formação de uma imagem real da fonte de luz após ser refletida pela superfície *S2*, mas a mesma análise seria válida para o caso de uma imagem virtual gerada por uma superfície convexa.

Após a formação dessa imagem intermediária da fonte de luz, apenas os feixes contidos no FOV do sistema de detecção chegam ao sensor, onde é formada a imagem indesejada da fonte de luz. Para eliminá-la através desse método, imagine que o espelho furado seja agora um espelho comum, sem o furo. Assim, após a imagem formada da fonte de luz, os raios de luz

dentro do FOV do sistema de detecção são continuados e traçados novamente em direção ao sistema de iluminação. Uma nova imagem da fonte de luz ($IM2$) é, então, formada em outro ponto do espaço.

Pode-se dizer que $IM2$ é a imagem de $IM1$, ou seja, $IM1$ é o objeto de $IM2$ através da lente A. Por outro lado, pelo princípio da reversibilidade dos raios, pode-se dizer que se $IM2$ for o objeto da lente A, sua imagem será $IM1$. Isso significa que, se no lugar de $IM2$ for introduzido um ponto absorvedor extenso o suficiente para absorver todos os raios de luz que formariam a imagem $IM1$, na posição de $IM1$ será gerada a imagem desse ponto absorvedor e, como esse ponto absorveu toda a luz incidente, não haverá luz em $IM1$. Logo, também não haverá luz oriunda do reflexo na superfície $S2$ atingindo o sensor, ou seja, esse reflexo será eliminado. O diâmetro do ponto absorvedor é determinado pela dimensão do *aperture stop* do sistema.

Esse método é muito eficiente, mas além de exigir muito cuidado no desenvolvimento do projeto óptico, desde que a reflexão de cada interface óptica deve ser considerada, exige também precisão no posicionamento dos pontos absorvedores. É muito útil projetar o sistema de modo que vários reflexos sejam eliminados por um único ponto absorvedor para facilitar a montagem e produção do equipamento.

Figura 5.6 – Retinógrafo tradicional com sistema de iluminação e detecção simplificados. Traçado de raios dos reflexos gerados na objetiva. Traço azul: raios de luz provenientes da fonte de iluminação; traço verde: raios de luz refletidos pela superfície $S2$ e refratados pela superfície $S1$; traço cinza: raios de luz refletidos pela superfície $S2$, refratados pela superfície $S1$ e que estão dentro do campo de visão do sistema de detecção.

Fonte: Elaborada pelo autor.

RETINÓGRAFO COAXIAL NÃO-MIDRIÁTICO

O retinógrafo tradicional evidentemente possui um projeto robusto e eficiente, capaz de observar e obter imagens do fundo do olho com alta qualidade. Isso pode ser comprovado devido ao longo período que esse projeto se encontra no mercado, tendo sido introduzido pela primeira vez em 1969¹⁷ e sofrido poucas alterações desde então.^{7-11,53,57,58} Entretanto, algumas limitações desse desenho óptico, como a dificuldade de alinhamento do sistema óptico e o custo envolvido em todo o projeto, principalmente por possuir componentes fora do eixo óptico de imagem, sugeriu o surgimento de inovações que pudessem simplificar esse projeto e reduzir seu custo de fabricação.

Como já discorrido no capítulo 5, o retinógrafo tradicional é dividido em três subsistemas, a objetiva, a iluminação e a detecção. Por uma análise sucinta de cada um dos subsistemas, nota-se que a complexidade de cada um é o motivo do alto custo agregado ao equipamento. Por isso, o objetivo desse projeto de pesquisa é inovar o sistema óptico de retinógrafos com a simplificação de cada subsistema (objetiva, detecção e iluminação), buscando a redução da complexidade do projeto e, conseqüentemente, do custo final do equipamento, que engloba, entre outros, o custo de componentes ópticos, mecânicos e eletrônicos, assim como também o custo de mão-de-obra da linha de produção devido ao tempo gasto com o alinhamento do sistema óptico.

A principal inovação proposta é a da supressão do conjunto de iluminação fora do eixo óptico de imagem pela introdução de um anel de SMD LEDs, posicionado no lugar do espelho furado. Essa simplificação revoluciona o projeto de retinógrafo, visto que todo o sistema pode ser montado coaxialmente, o que facilita o alinhamento entre os subsistemas. Aliada a esse novo sistema de iluminação, outra inovação foi introduzida para eliminação dos reflexos gerados pelas superfícies da objetiva, simplificando demasiadamente o método dos pontos absorvedores. Além disso, a complexa objetiva foi substituída por uma lente oftálmica comercial e o sistema de detecção seguiu na mesma linha, sendo composto por um componente óptico comercial e uma câmera de alta qualidade e baixo custo. Um novo sistema de posicionamento também foi introduzido visando facilitar o alinhamento do equipamento com o olho do paciente. Assim, foi possível o desenvolvimento de um novo projeto de retinógrafo, aliando inovações capazes de gerar baixo custo de produção.

Todos os subsistemas foram projetados para que o retinógrafo em desenvolvimento fosse não-midriático. Embora essa característica traga uma dificuldade extra, a vantagem de evitar a necessidade de dilatação da pupila do olho do paciente coloca esse equipamento em um patamar

acima, agregando benefícios para a sociedade. A seguir são apresentadas todas as modificações realizadas em cada subsistema.

6.1 Especificações do equipamento

Como o projeto do retinógrafo coaxial não-midriático (RCNM) busca ocupar o nicho do mercado de retinógrafos de triagem, as especificações de desenvolvimento foram obtidas baseadas nos equipamentos que lideram as vendas na área, podendo ser mantidas ou melhoradas. Nesse projeto, após o estudo dos equipamentos disponíveis, obteve-se as especificações de equipamento conforme exibido na Tabela 6.1. O equipamento proposto neste trabalho visa realizar exames de triagem para a detecção de doenças nos olhos, mas não intenta competir com retinógrafos de alta qualidade utilizados para o diagnóstico preciso dessas doenças. O intuito é reduzir o custo final do produto para que centros de saúde no Brasil que não possuem verba para a aquisição de um retinógrafo para especialistas, sejam capazes de serem equipados para a realização de exames de rotina em pacientes que ainda não têm acesso a esse tipo de exame.

Tabela 6.1 – Especificações do equipamento retinógrafo coaxial não-midriático.

Parâmetro	Especificação
Campo angular de visão	45°
F-number	2.0
Não-midriático	Sim
Erro de refração	-8D a +5D
Iluminação	Branca, infravermelho
Colorido	Sim
Tamanho das imagens	8MP
Qualidade óptica	40% @ 100pl/mm

Fonte: Elaborada pelo autor.

6.2 Tratamento paraxial

A primeira etapa do desenvolvimento de um projeto óptico é desenhar um sistema paraxial que corresponda à especificação do equipamento. Isso garante o correto funcionamento do sistema óptico em primeira ordem e fornece o conceito do projeto. Baseado no princípio de funcionamento do sistema de imagem do retinógrafo tradicional, a retina do olho se comporta

como o objeto. O conjunto óptico formado pelo cristalino e pela córnea projeta a imagem da retina no infinito. Em seguida, a objetiva forma uma imagem intermediária magnificada da retina. Aplicando o invariante de Lagrange, como essa imagem é magnificada, os ângulos dos raios principais com o eixo óptico sofrem a magnificação inversa na mesma proporção. Essa redução do número de abertura facilita ao sistema de detecção formar a imagem da retina sobre o sensor digital. Esse princípio de funcionamento na forma paraxial foi desenhado no *software* ZEMAX® e é mostrado na Figura 6.1.

Figura 6.1 – Princípio de funcionamento de um retinógrafo (paraxial). O olho projeta a imagem de sua retina no infinito e a lente objetiva forma essa imagem em um ponto intermediário. Por fim, a lente de detecção focaliza a imagem da retina sobre o sensor.

Fonte: Elaborada pelo autor.

6.3 Erro de refração

O olho de uma pessoa emétrepe possui, em média, dioptria de 60D ($EFL = 1000/60 = 16,67$ mm). Para o correto funcionamento do equipamento, a luz oriunda do olho contendo informações da retina (após ser refratada pelo cristalino e pela córnea) deve ser projetada no infinito (*i.e.*, colimada). Entretanto, para um olho amétrepe, como a distância focal do olho não coincide com a distância da retina, esses raios de luz não são colimados, causando uma variação na posição da imagem formada pela lente objetiva. Assim, o sistema de detecção deve possuir um ajuste focal capaz de sempre formar a imagem da retina de maneira nítida e no foco, de modo a acomodar o erro refrativo de 95% da população, que está contido na faixa de dioptrias entre $-8D$ e $+5D$.^{59,60} A Figura 6.2 mostra a simulação paraxial realizada no ZEMAX® utilizando uma objetiva de EFL de 28D (vide seção 6.4) em que a dioptria do olho foi variada de $-8D$ a $5D$. Para esse sistema óptico, essa variação de dioptria gera uma variação de foco da objetiva de 16,23 mm.

Figura 6.2 – Simulação da variação de foco do sistema óptico formado pelo olho e pela objetiva para erro de refração entre -8D e +5D. Diferença entre os dois extremos igual a 16,323 mm.

Fonte: Elaborada pelo autor.

6.4 Lente objetiva

A lente objetiva de um retinógrafo desempenha duas funções de suma importância para o funcionamento do equipamento, integrando ambos os subsistemas ópticos de iluminação e de imagem. Por essa razão, objetivas complexas foram desenvolvidas para obter imagens de alta qualidade e ao mesmo tempo agrupar os reflexos gerados em suas superfícies pelo sistema de iluminação em planos bem determinados, preferencialmente únicos, para facilitar sua eliminação, como discutido no Capítulo 5. Essa complexidade resultou em um componente de custo elevado, assim como na necessidade de diversas interfaces ópticas para atingir um bom desempenho em ambas as funções. De fato, o maior revés dessas complexas objetivas é a elevada quantidade de superfícies gerando reflexos, exigindo um alto esforço para que sejam eliminados e não acoplem ao sistema de imagem, o que dificulta e encarece o desenvolvimento do projeto de retinógrafo.

Em muitos casos, a maneira de se atingir uma considerável simplificação de projeto e que traz bons resultados é a utilização de componentes comerciais. Isso porque, além da facilidade e rapidez de obtê-los, não há necessidade de se investir tempo de desenvolvimento para a obtenção

de um componente já existente no mercado que apresenta alta qualidade, oferecendo um menor custo envolvido. Além disso, como discutido na seção 2.7, o uso de lentes asféricas elimina as aberrações esféricas da superfície e reduz outras aberrações. Também é capaz de desempenhar funções que demandariam diversas superfícies esféricas, reduzindo dimensões e o peso de lentes. Assim, para evitar o desenvolvimento de uma objetiva complexa necessária para atender todas as demandas do projeto, buscou-se no mercado componentes comerciais que possuísem, principalmente, alta qualidade de imagem e que contivessem a menor quantidade de superfícies ópticas, de modo a reduzir o número de reflexos a serem eliminados.

Optou-se pela utilização da lente asférica de dioptria 28D (EFL = 35,7 mm) fabricada pela empresa VOLK®. Conforme especificação do fabricante, essa lente possui um campo angular de visão de 53° e magnificação de imagem de 2,27x.⁶¹ A Figura 6.3 apresenta esquematicamente a aplicação da objetiva VOLK® 28D na observação do olho, com imagens fornecidas pelo próprio fabricante.

Figura 6.3 – Formação de imagem pela objetiva oftálmica VOLK 28D.

Fonte: Adaptada de VOLK.⁶¹

Além da facilidade de ser um componente comercial, essa objetiva VOLK® 28D é uma lente simples com apenas duas superfícies. Isso é extremamente relevante para o projeto em questão, visto que apenas dois reflexos serão gerados resultantes do sistema de iluminação, facilitando a aplicação da técnica de eliminação de reflexos. Entretanto, deve-se considerar que, por ser uma lente simples, não há a compensação de aberração cromática, que seria feita pelo uso de um duplete *crown/flint*, e, portanto, essa aberração deve ser compensada no sistema óptico de detecção.

6.5 Sistema de iluminação

Uma das dificuldades que limitaram as inovações no projeto de retinógrafos nos últimos anos foi, mais especificamente no desenvolvimento de um sistema de iluminação coaxial ao

sistema de imagem, a falta de fontes de luz compactas e intensas o suficiente para desempenhar esse papel, além do problema dos reflexos gerados nas superfícies da objetiva pela iluminação. Como já discutido na seção 5.2.1, a iluminação do olho deve ser realizada por um anel de luz projetado sobre sua pupila para que reflexos gerados na córnea não sejam acoplados ao sistema de imagem. Por isso, o retinógrafo tradicional demandava um sistema de iluminação fora de eixo, para que, enquanto gerasse a iluminação na forma de anel, também obedecesse às regras da técnica de eliminação dos reflexos gerados na objetiva. Todavia, recentemente, muitos estudos têm sido realizados em SMD LEDs, o que tem reduzido muito suas dimensões e aumentado bastante a intensidade de luz fornecida. Com essas novas características, ao invés da necessidade de um sistema óptico para a projeção do anel de iluminação, é possível desenvolver um novo anel de iluminação que seja coaxial ao eixo óptico do sistema de imagens.

Para entender melhor esse novo método de iluminação, o funcionamento do retinógrafo tradicional deve estar claro. O sistema de iluminação projeta e focaliza a imagem do anel de luz sobre o espelho furado. Em seguida, essa imagem atua como o objeto da objetiva, que projeta a imagem do anel de iluminação sobre a pupila do olho sendo examinado. Assim, a retina é iluminada uniformemente, enquanto sua imagem é obtida pela região central não-iluminada do anel. Logo, a interface entre os sistemas de iluminação e de imagem é o espelho furado, que permite tanto a iluminação, quanto a obtenção da imagem da retina (vide Figura 5.3).

Isso significa que, efetivamente, todo o sistema de iluminação se reduz a um anel de luz projetado sobre o espelho furado. Ou seja, qualquer anel de luz com as mesmas dimensões e mesmo NA, inserido nessa posição, deve produzir a mesma iluminação na retina. Nessa linha de raciocínio, este trabalho propõe a substituição de todo o sistema de iluminação por um conjunto de SMD LEDs, montados em forma de anel, posicionado no lugar do espelho furado do retinógrafo tradicional, como mostra a Figura 6.4. Qualitativamente, essa substituição não traz alterações no funcionamento do equipamento, desde que o anel de LEDs desempenha a mesma função de iluminação do olho que o anel de luz antes projetado sobre o espelho furado pelo antigo sistema de iluminação. Quantitativamente, o que deve ser considerado é o resultado dessa substituição em termos de intensidade luminosa, uniformidade de iluminação e outros parâmetros importantes para que se obtenha boa qualidade de imagem por esse novo sistema.

Essa inovação simplifica demasiadamente o projeto óptico do retinógrafo por várias razões. Primeiramente, torna os subsistemas de iluminação e imagem coaxiais, o que facilita grandemente o processo de alinhamento do equipamento. Em óptica, qualquer componente montado fora do eixo óptico traz uma dificuldade no alinhamento devido aos graus de liberdade inseridos ao seu posicionamento. Além disso, quando todos os componentes são coaxiais, embora o alinhamento também necessite ser realizado com precisão, é muito mais simples montá-lo. Essa inovação reduz consideravelmente o número de componentes ópticos do retinógrafo. Anteriormente, além da objetiva e do subsistema de detecção, havia muitos componentes responsáveis pela formação do anel de luz sobre o espelho furado a partir de uma fonte de luz extensa. Além da supracitada dificuldade de alinhamento por estar fora de eixo, esses componentes adicionavam custo ao equipamento, aumentando seu preço final.

Figura 6.4 – Diagrama óptico do retinógrafo com anel de SMD LEDs atuando como sistema de iluminação. Traçado azul: caminho óptico da iluminação; Traçado vermelho: caminho óptico da imagem da retina. Fonte: Elaborada pelo autor.

No entanto, como abordado na seção 5.2.2, outra função do sistema de iluminação do retinógrafo tradicional é evitar os reflexos gerados nas interfaces da objetiva pela técnica dos pontos absorvedores. Isso é feito pela combinação de planos objeto/imagem conjugados, permitindo a eliminação dos reflexos pelo bloqueio dos raios de luz que os gerariam. Pela substituição proposta, esse conjunto óptico é suprimido do equipamento, ficando o anel de SMD LEDs inteiramente responsável pela iluminação da retina. Em decorrência disso, fica inviável a aplicação da técnica de pontos absorvedores para a eliminação dos reflexos da objetiva. Por essa razão, uma nova técnica de eliminação de reflexos foi desenvolvida e é apresentada na seção 6.6.

6.5.1 Exames não-midriáticos

Uma funcionalidade importante para retinógrafos que realizam exames de triagem para o correto encaminhamento para especialistas é ser não-midriático. Midríase é a dilatação da pupila do olho dada pela contração do músculo dilatador da pupila. Quando precisa-se realizar exames no olho, é comum aplicar drogas que dilatam sua pupila, que perde seu ajuste natural à intensidade de luz, facilitando a entrada da iluminação e a observação pela maior abertura oferecida por essa pupila dilatada. No caso do retinógrafo, uma pupila dilatada oferece maior iluminação da retina e, conseqüentemente, mais luz refletida (ou espalhada) por ela, aumentando a qualidade da imagem. Além disso, possibilita a observação de algumas áreas da retina que não são possíveis de serem observadas em exames feitos sem dilatá-la.⁶² Entretanto, essa prática causa desconforto ao paciente, que em alguns casos fica incapaz de realizar algumas tarefas de sua rotina.

Para evitar esse tipo de prática, alguns equipamentos oferecem a funcionalidade de exames não-midriáticos. Isso significa que são capazes de obter imagens de alta qualidade sem a

necessidade de dilatação da pupila. Esse tipo de retinografia é muito mais comum em exames preliminares, que visam detectar possíveis casos de doenças degenerativas do olho e, apenas em casos positivos, encaminhá-los a consultas com especialistas para a realização de exames mais complexos para o correto diagnóstico.

No caso do RCNM, a função não-midriática é oferecida pela inserção de SMD LEDs infravermelhos (860 nm) entre os LEDs brancos, formando ambos um anel concêntrico de mesmo raio. Assim, durante o alinhamento do equipamento com o olho do paciente, ao invés de iluminá-lo com luz branca, que faz com que sua pupila se contraia, dificultando a iluminação e observação da retina, ilumina-se com luz infravermelha. Para a realização do exame, o paciente é colocado em uma sala escura, onde o equipamento está montado. Nessa condição de iluminação, a pupila começa a dilatar-se naturalmente. Como o olho humano não detecta luz na região infravermelha do espectro de luz, ao iluminá-lo com os LEDs infravermelhos, a pupila se mantém aberta, e como a retina reflete uma porcentagem razoável de luz desse comprimento de onda, é possível observar com clareza suas estruturas importantes e posicionar corretamente o equipamento. Tendo finalizado o alinhamento, os LEDs brancos são acionados como um flash de câmera fotográfica e, antes que a pupila responda, contraindo os músculos e diminuindo sua abertura, a retinografia é obtida.

6.6 Eliminação de reflexos

Pela inovação do sistema de iluminação proposta por esse projeto e introduzida na seção 6.5, a aplicação da técnica de eliminação por pontos absorvedores se torna inviável, em razão da supressão do conjunto de lentes que compunha o antigo sistema de iluminação. Frente a essa limitação, uma nova técnica de eliminação de reflexos foi desenvolvida e introduzida nesse trabalho. Ela é uma derivação do método dos pontos absorvedores e também se baseia na eliminação dos reflexos pelo bloqueio dos raios de luz que os gerariam. Entretanto, ao invés de pontos absorvedores, um cone refletor é posicionado entre a objetiva e o anel de LEDs, conforme descrito a seguir.

Conforme discutido na seção 5.2.2, não há preocupação em que toda a luz refletida pela objetiva seja eliminada, mas apenas a parcela que atravessa o *aperture stop* do sistema de detecção. Essa consideração continua válida para o novo sistema de iluminação, conforme pode ser visto pela Figura 6.5. Para ilustrar a nova técnica de eliminação de reflexos proposta nesse trabalho, sem perda de generalidade, considere um anel de LEDs iluminando uma lente côncava* que reflete parcialmente a luz, formando a imagem do reflexo em uma posição intermediária

* A lente côncava é considerada apenas para facilitar a visualização da formação das imagens necessárias para a explicação da nova técnica de eliminação de reflexos. A mesma teoria é válida para uma superfície convexa, o que resultaria em uma imagem virtual do reflexo para as condições consideradas.

Figura 6.5 – Diagrama óptico dos reflexos da objetiva. Traçado azul: caminho óptico da iluminação; Traçado verde escuro: caminho óptico dos reflexos que acoplam ao sistema de detecção; Traçado verde claro: caminho óptico dos reflexos que não acoplam ao sistema de detecção.

Fonte: Elaborada pelo autor.

entre os LEDs e a lente (Figura 6.6). Continuando com a propagação dos raios após a formação da imagem, nota-se que uma parcela da luz atravessa o *aperture stop* do sistema e o restante se perde indo em outras direções. A Figura 6.7 apresenta o mesmo sistema, mas exibe apenas a porção que atravessa o *aperture stop*. Essa é a parcela responsável pela formação do reflexo sobre a imagem da retina, ou seja, se essa parcela de luz refletida for bloqueada, não haverá reflexo sendo acoplado ao sistema de detecção e, consequentemente, a imagem formada da retina será livre de reflexos.

Figura 6.6 – Simulação dos reflexos em uma superfície côncava. O objeto é o anel de LEDs e a imagem é seu reflexo.

Fonte: Elaborada pelo autor.

De acordo com o traçado de raios mostrado na Figura 6.8, a introdução de um anel absorvedor em uma posição intermediária entre o anel de LEDs e a lente, de diâmetros interno e externo suficientes para bloquear a parcela de luz emitida pelos LEDs responsável pela formação dos reflexos da lente na imagem da retina, faz com que o reflexo gerado pela lente seja extinto. Da mesma forma que anteriormente pelos pontos absorvedores, isso possibilita a formação de imagens da retina livres de reflexos.

Figura 6.7 – Exibição de apenas a parcela de luz refletida que acopla ao sistema de detecção, sendo o restante ignorado.

Fonte: Elaborada pelo autor.

No entanto, com a eliminação de parte da luz responsável pela iluminação do olho, um obscurecimento aparece no padrão uniforme de iluminação. Isso fica evidente pela Figura 6.9. Para solucionar esse problema, primeiramente deve-se entender como a iluminação do olho ocorre no caso abordado. Em óptica, dois planos conjugados (objeto/imagem) são interligados pelo princípio da reversibilidade dos raios de luz. Isto é, independentemente de qual seja o objeto ou a imagem, qualquer alteração realizada em um, repercute no outro. No caso do retinógrafo, existem dois planos especiais que são conjugados entre si, o plano que contém a retina do olho sendo observado e um plano intermediário entre a objetiva e o anel de LEDs que contém a imagem da retina, formada pela óptica composta pelo conjunto do olho com a objetiva. Para encontrar esse plano, deve-se utilizar o princípio da reversibilidade dos raios de luz.

Figura 6.8 – Anel absorvedor bloqueando a parcela de luz que geraria o reflexo na objetiva e acoplaria ao sistema de detecção. Dessa forma, nenhum reflexo é formado na imagem.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Considere a retina sendo o objeto do sistema óptico formado pelos elementos refrativos do olho (córnea e cristalino) e pela objetiva do retinógrafo. Sua imagem será formada em um plano determinado pelas distâncias focais efetivas de todos esses elementos ópticos, de acordo

com a equação de formação de imagens. Da mesma forma, pelo princípio da reversibilidade dos raios, se esse plano conjugado for o objeto, sua imagem será formada exatamente sobre a retina. Isso significa que qualquer padrão de iluminação contido nesse plano será o mesmo padrão de iluminação incidente no fundo do olho, ou seja, se esse plano é iluminado uniformemente, a retina também será iluminada uniformemente. Portanto, para que a técnica de eliminação de reflexos apresentada neste trabalho tenha sucesso, o plano intermediário conjugado que contém a imagem da retina deve estar em uma posição distinta do plano obscurecido pela introdução do anel absorvedor, garantindo que nenhuma não-uniformidade seja observada.

Figura 6.9 – Demonstração de toda iluminação do anel de luz incidindo sobre a superfície refletora côncava com uma parcela sendo bloqueada pelo anel absorvedor.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Para a validação da nova técnica de eliminação de reflexos, realizou-se simulações no modo não-sequencial do *software* de desenho óptico ZEMAX[®], variando a posição e o tamanho do anel absorvedor para encontrar uma combinação que gerasse um padrão uniforme no plano conjugado da retina. O resultado dessas simulações mostrou que independente da curvatura da lente, sempre há uma combinação de posição e dimensões do anel absorvedor que gere uma iluminação uniforme no plano conjugado da retina. A Figura 6.10 mostra como a iluminação se comporta em planos ao redor da posição ideal no eixo óptico, pois variando a distância do plano de observação em relação à fonte de luz, nota-se que na posição correta a iluminação é uniforme (Figura 6.10b). Aproximando-se o plano de observação do anel absorvedor (Figura 6.10a), nota-se o aparecimento de um obscurecimento na região central da imagem, previsto pela discussão anterior e causada pelo anel absorvedor. Nessa posição, a região central não é iluminada nem pelo LED superior, nem pelo LED inferior, resultando em uma falta de iluminação. Por outro lado, para uma posição mais distante do anel absorvedor (Figura 6.10c), nota-se uma maior concentração de raios de luz na região central, gerando um ponto brilhante. Isso é causado pelo desequilíbrio entre as regiões iluminadas devido ao bloqueio de parte da luz pelo anel absorvedor. Nessa posição, a região central é iluminada tanto pelo LED superior, quanto pelo LED inferior, aumentando a quantidade de luz incidente relativa ao restante do plano.

Figura 6.10 – Resultado de simulação não-sequencial da iluminação do plano conjugado da retina com a introdução de um anel absorvedor, entre o anel de luz e a lente refletora, para as distâncias de (a) 32,00 mm; (b) 32,25 mm; e (c) 32,50 mm.

Fonte: Elaborada pelo autor.

6.7 Sistema de detecção

O sistema de detecção, responsável pela captura da imagem do fundo do olho fornecida pela objetiva, é composto por um conjunto óptico e uma câmera. Esse sistema óptico deve projetar a imagem intermediária da retina, formada pela objetiva, sobre o sensor da câmera com a magnificação correta, de modo a garantir que toda a região de interesse do olho seja observada. Para tanto, na mesma linha de raciocínio de utilização de componentes comerciais apresentada para justificar o uso de uma objetiva comercial neste projeto, buscou-se no mercado um sistema óptico também comercial que atendesse todas as especificações de projeto. Da mesma forma, em busca de um custo reduzido, também se buscou alternativas para o sensor do equipamento, de modo que fosse mantida uma alta qualidade de imagem.

6.7.1 Sensor

Um dos componentes que também limitam o desempenho e o custo do equipamento é o sensor utilizado. Com o avanço de tecnologias de celulares *smartphone*, o aumento da qualidade e resolução dos sensores de pequenas dimensões, aliado a inovações na óptica, tem avançado na captura de imagens. Isso porque, antes que a imagem seja fornecida ao usuário, um tratamento intenso é realizado por software, que consegue transformar uma imagem ruidosa e de baixa iluminação em uma imagem de qualidade e nítida. Logo, buscou-se sensores que seguissem essa tecnologia, que apresentassem pequeno valor comercial, mas que pudessem alcançar imagens do fundo do olho de alta qualidade.

O sensor escolhido para esse projeto foi o da *Raspberry Pi Camera Module* (Raspicam),⁶³ produzido pela *Raspberry Pi Foundation*.⁶⁴ Essa escolha foi alimentada por alguns motivos que ultrapassaram apenas a resolução e custo do sensor. Em se tratando de um equipamento comercial, o retinógrafo deve, além de fotografar o fundo do olho, apresentar um *software* de controle que seja de fácil manuseio e que tenha algumas funções como controle de imagens (ajuste de brilho/contraste), salvar/abrir imagens de pacientes, exportar, etc. Por isso, escolheu-se trabalhar com o computador embarcado *Raspberry Pi 3*,⁶⁵ que possui o sistema operacional Linux, e possui todas as funcionalidades de um computador, mas apresenta dimensões reduzidas (Figura 6.11).

(a)

(b)

Figura 6.11 – Raspberry PI 3 é um computador de baixo custo do tamanho de um cartão de crédito que desempenha diversas funções.

Fonte: RASPBERRY.⁶⁴

A Raspicam apresenta as especificações mostradas na Tabela 6.2. Como pode ser observado, ela possui um sensor de 8 Megapixels de resolução, de 3.68 x 2.76 mm (4.6 mm diagonal) de tamanho e um array de 3280 x 2464 pixels, o que gera um pixel de 1.12 μ x 1.12 μ m de tamanho.⁶⁶ Essa dimensão de pixel caracteriza uma frequência de Nyquist de aproximadamente 445 pl/mm, suficiente para o uso no novo equipamento. Vale ressaltar que, embora a Raspicam seja uma câmera e, conseqüentemente, tenha um conjunto óptico acoplado de fábrica, este foi removido para o uso apenas de seu sensor no equipamento. Por fim, além de todas essas características, o custo reduzido apresentado por esse componente foi um dos fatores mais importantes para sua seleção, uma vez que no site do fabricante seu valor recomendado é de US\$ 25. Comparado a outros sensores, esse valor é desprezível e favorece a produção de um equipamento de alta qualidade e de custo reduzido.

Tabela 6.2 – Especificações do sensor do módulo Raspicam.

Tamanho	25 x 24 x 9 mm
Resolução	8 Megapixels
Modos de vídeo	1080p30, 720p60 e 640 x 480p60/90
Sensor	Sony IMX219
Resolução do sensor	3280 x 2464 pixels
Área de imagem do sensor	3,68 x 2,76 mm (4.6 mm diagonal)
Tamanho do pixel	1.12 μm x 1.12 μm

Fonte: RASPBERRY.⁶³

6.7.2 Conjunto óptico de detecção

Sabendo as dimensões do sensor utilizado nesse equipamento, resta apenas definir o conjunto óptico responsável por formar a imagem intermediária, fornecida pela objetiva, sobre ele. De acordo com os cálculos de primeira ordem (paraxial), a óptica de detecção deve apresentar um EFL de 25 mm para que a imagem de um campo angular de visão de 45° da retina seja formada sobre todo o sensor de 3,68 x 2,76 mm de tamanho. Aqui vale dizer que como as dimensões horizontal e vertical são distintas (proporção 4/3), para atingir o máximo aproveitamento da área do sensor, deve-se considerar a direção que produz a maior imagem, que no caso é a horizontal (3,68 mm), o que causa um corte da imagem na direção vertical (Figura 6.12). Embora parte da imagem seja perdida, obtendo imagens dessa forma aumenta a área útil do sensor, aumentando a área de observação.¹⁸

Figura 6.12 – Aspectos de imagem de sensores. Esquerda: parte da imagem na direção vertical é perdida, mas a área útil do sensor é de 70,0%; direita: não há corte na imagem, mas a área útil do sensor utilizada para imagem é de 58,9%.

Fonte: LENCIONE.¹⁸

Novamente, em virtude da facilidade e baixo custo envolvido na utilização de componentes comerciais no projeto ao invés de projetá-los, buscou-se no mercado um conjunto óptico que fosse compatível com a necessidade do equipamento. Assim, para a formação da imagem da

retina sobre o sensor, utilizou-se o conjunto óptico com $f/\#$ variável entre $f/1,85$ e $f/16$ de 25 mm de distância focal (Figura 6.13), fabricado pela empresa Edmund Optics® (part. #33-305).⁶⁷ Esse componente possui ajuste de foco no intervalo entre 200 mm e infinito (objeto muito distante), o que proporciona a acomodação das diferentes dioptrias dos olhos dos pacientes.

Figura 6.13 – Edmund Optics #33-305 é um componente óptico comercial que possui abertura variável entre $f/1,85$ e $f/16$, ajuste de foco (200 mm - ∞) e 25 mm de distância focal.

Fonte: EDMUND OPTICS.⁶⁷

6.8 Sistema de alinhamento lateral com o olho

Uma das dificuldades de operação do retinógrafo é o correto alinhamento do equipamento com o olho do paciente para obtenção das retinografias. Para facilitar esse processo, implementou-se duas câmeras laterais, uma para o olho esquerdo e outra para o olho direito (Figura 6.14). Através das imagens dessas duas câmeras, é possível observar a iluminação no olho do paciente pelo espalhamento da luz na córnea. O sistema óptico de imagem é composto por um espelho a 45° na ponta, responsável por captar a imagem da lateral do olho e direcioná-la para um sistema de lentes que forma a imagem sobre uma câmera USB. Esses dois sistemas, esquerdo e direito, são conectados à Raspberry Pi e suas imagens são mostradas ao operador do retinógrafo juntamente com a imagem do fundo do olho. O ajuste fino do posicionamento e de foco deve ser feito pela imagem de infravermelho da retina do olho obtida pelo retinógrafo.

Figura 6.14 – Vista de cima do sistema de alinhamento preliminar do retinógrafo com os olhos do paciente. O sistema apresentado à esquerda é responsável pelo alinhamento do olho direito do paciente, enquanto que o sistema à direita é responsável pelo alinhamento do olho esquerdo.

Fonte: Elaborada pelo autor.

METODOLOGIA

7.1 Obtenção da retinografia não-midriática

Na média, o diâmetro da pupila em um ambiente claro se ajusta entre 2 e 4 mm, enquanto que em um ambiente escuro, ela se ajusta entre 4 e 6 mm, podendo chegar a 8 mm dependendo da quantidade de luz e do tempo que o olho se manteve nessas condições de iluminação.¹⁹ Para a obtenção de imagens da retina no modo não-midriático (sem dilatar artificialmente) o equipamento ficou em uma sala escura e o paciente foi solicitado a permanecer nesse ambiente por 5 minutos para adaptação do olho. Assim, ao término desse prazo de adaptação, a pupila de seu olho já possuía uma abertura entre 4 e 6 mm, o suficiente para a fotografia da retina.

7.2 Sistema de iluminação

O diâmetro interno do anel de luz sobre a pupila considerado foi de 4 mm, deixando cerca de 3 mm livre para a observação do olho sem que houvesse reflexos da córnea acoplados à imagem. O anel de luz é a imagem do anel de LEDs projetado sobre o olho através da objetiva VOLK® 28D. Como a região interna do anel de LEDs é utilizada pelo sistema de detecção, seu diâmetro e posição foram determinados para que a imagem da retina não fosse obscurecida, ou bloqueada. Considerou-se que a formação do anel deve ocorrer exatamente sobre a pupila do olho do paciente e, por isso, foi utilizada a mesma distância entre olho e objetiva obtida para o sistema de imagem. Com todas essas considerações, determinou-se o raio de 10,5 mm do anel de LEDs a uma distância de 223 mm da objetiva (Figura 7.1).

Para compor o anel de luz branca, foram utilizados SMD LEDs do modelo SYNIOS E4014, fabricado pela empresa OSRAM Opto Semiconductors®. Esse SMD LED apresenta alto brilho, dimensões de 4,00 x 1,40 x 0,65 mm e fluxo luminoso de 45 lm a uma corrente de 120 mA. Seu espectro de emissão e sua emissão em função do ângulo são mostrados na Figura 7.2.⁶⁸ Já o anel de luz infravermelha foi composto pelos SMD LEDs do mesmo fabricante e modelo SFH4050, de comprimento de onda de pico centrado em 860 nm, dimensões

Figura 7.1 – Formação da imagem do anel de luz sobre a pupila do olho a partir do anel de LEDs.

Fonte: Elaborada pelo autor.

de $0.8 \times 1.3 \times 0.525$ mm e intensidade típica de 75 mW/sr .⁶⁹ Os anéis de LEDs brancos e infravermelhos são concêntricos e possuem o mesmo raio. A confecção do anel de luz foi realizada em uma placa de Metal Core, que são placas usadas especialmente para iluminação a LED, pois possuem alta capacidade de dissipação de calor. Estas placas são compostas por uma camada de alumínio, seguida por um isolante e uma lâmina de cobre. O desenho esquemático da placa com os LEDs, assim como a fotografia da placa montada são apresentados na Figura 7.3.

(a)

(b)

Figura 7.2 – SMD LED modelo SYNIOS E4014, fabricado por OSRAM Opto Semiconductors. (a) Espectro de emissão; (b) emissão em função do ângulo.

Fonte: OSRAM.⁶⁸

7.2.1 Simulações no ZEMAX®

Para que não houvesse nenhum obscurecimento no padrão de iluminação no plano conjugado ao da retina, o que poderia causar uma iluminação não-uniforme do fundo do olho, o

Figura 7.3 – Anel de iluminação composto por SMD LEDs. Onze pares de SMDLEDs brancos e infravermelhos são montados intercalados formando um anel de diâmetro de 21 mm, ao redor de um furo de 13 mm de diâmetro. Luz proveniente da retina atravessa o furo para formar sua imagem no sistema de detecção. a) Esquemático; b) fotografia.

Fonte: Elaborada pelo autor.

sistema contendo o anel de SMD LEDs, objetiva e olho foi simulado no modo não-sequencial do *software* ZEMAX[®], para obter a distância exata entre anel de LEDs e anel absorvedor. Pelos resultados da simulação, notou-se que o bloqueio dos raios de luz externos ao anel absorvedor não impactam no padrão de iluminação da retina. Então, ao invés da introdução de um anel absorvedor, foi introduzido um cone de alumínio polido com ângulo de 45°, furado na ponta, deixando abertura circular central. Essa inclinação do cone e o polimento de suas faces garantem que toda a luz incidente sobre ele seja refletida para fora do campo de visão do sistema de imagem, evitando causar outros reflexos indesejados na imagem. A simulação foi realizada com o cone bloqueador. O desenho esquemático desse cone é exibido na Figura 7.4.

Figura 7.4 – Esquemático do cone de alumínio utilizado para eliminar reflexos da objetiva.

Fonte: Elaborada pelo autor.

7.3 Sistema de imagem

Sumarizando todas as soluções apresentadas para cada componente do sistema de imagem, utilizou-se o *software* ZEMAX[®] para sua otimização. A Figura 7.5 mostra o sistema completo, contemplando os desenhos ópticos de cada componente, sendo o modelo de olho humano apresentado por Navarro-Escudero, a objetiva Volk[®] 28D e o conjunto óptico de distância focal fixa de 25 mm produzido pela Edmund Optics[®]. O olho foi modelado utilizando os parâmetros apresentados por Navarro-Escudero.⁴² Os desenhos ópticos da objetiva e do conjunto óptico de detecção foram fornecidos pelos fabricantes na forma de *black boxes*, uma extensão de arquivo do *software* ZEMAX[®] que permite que todos os parâmetros do conjunto óptico sejam corretamente atribuídos, mas não sejam visíveis ao usuário, o que protege a propriedade intelectual dos fabricantes. Dessa forma, a empresa garante ao cliente a possibilidade de utilizar seus componentes em sistemas ópticos complexos, enquanto mantém em sigilo o desenho óptico de seus produtos. Essas *black boxes* são exibidas na Figura 7.5 como retângulos brancos, em que é possível observar que os raios de luz atravessam esses componentes e são refratados de acordo com os parâmetros contidos neles. A utilização desse tipo de arquivo não impactou negativamente de maneira alguma no desenvolvimento do desenho óptico do retinógrafo coaxial não-midriático.

Figura 7.5 – Sistema óptico do retinógrafo coaxial não-midriático.

Fonte: Elaborada pelo autor.

7.4 Medida de MTF do sistema óptico

A medida de MTF do RCNM foi realizada utilizando-se o método da ESF. Para tanto, imprimiu-se em alta definição a função degrau em uma folha A4, conforme a Figura 7.6, de modo que as regiões branca e preta da figura representassem os níveis altos e baixos da função ESF, respectivamente. Por essa figura é possível realizar a medida de MTF tanto sagital, como tangencial. O retinógrafo é projetado para obter imagens do infinito, logo as medidas de MTF também devem ser realizadas para imagens oriundas do infinito. Como o EFL do sistema óptico completo é de aproximadamente -3,40 mm, posicionando-se a função degrau a 3,00 m da objetiva, garante-se que os raios de luz refletidos por ela e captados pelo sensor estejam colimados, ou venham do infinito. As medidas de MTF sagital e tangencial foram realizadas em cinco pontos da imagem, sendo eles: centro (0°), campo completo na direção horizontal ($\pm 45,0^\circ$) e campo completo na direção vertical ($\pm 33,8^\circ$).

Figura 7.6 – Padrão utilizado para a medida da MTF do retinógrafo coaxial não-midriático.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Como o olho humano possui um sistema óptico próprio, também possui aberrações e limitações intrínsecas à sua natureza. Assim, devido a suas aberrações de mais alta ordem,^{60,70,71} as menores estruturas do olho possíveis de serem observadas medem cerca de $20\ \mu\text{m}$.⁵⁶ Para que seja possível a formação de sua imagem, essas estruturas devem corresponder no mínimo a um pixel do sensor, no plano imagem do equipamento. Isso remete a um par de linhas de $40\ \mu\text{m}$ no objeto (na retina) e, de acordo com a magnificação do sistema óptico completo ($m = 0,245$), a um par de linhas de $9,8\ \mu\text{m}$ na imagem. Assim, a frequência de Nyquist para esse sistema óptico é de 102 pl/mm, aproximada para 100 pl/mm. Usualmente, o contraste mínimo exigido para um sistema óptico na frequência de Nyquist é de 50%. Portanto, a especificação para a MTF do retinógrafo coaxial não-midriático é de 0,5 @ 100 pl/mm. De acordo as especificações do sensor mostradas na seção 6.7.1, o sensor utilizado nesse projeto é capaz de resolver essa frequência espacial.

RESULTADOS

8.1 Sistema completo

O sistema óptico de iluminação e imagem do RCNM pode ser visto na Figura 8.1. A montagem experimental desse sistema pode ser vista na Figura 8.2, em que utilizou-se o sistema de gaiolas para o alinhamento dos componentes. Isso foi possível pela nova arquitetura totalmente coaxial do equipamento. A vista de cima do equipamento é mostrada na Figura 8.3 para a melhor visualização do sistema de alinhamento lateral. A Figura 8.4 mostra a posição correta do equipamento em relação aos olhos do paciente. Durante o alinhamento para a obtenção da retinografia de cada olho, o vértice da córnea iluminada pela luz infravermelha deve ser posicionada junto à linha vermelha, facilitando o uso do equipamento pelo operador.

Figura 8.1 – Representação esquemática do sistema de imagem e iluminação montados coaxialmente no RCNM.
Fonte: Elaborada pelo autor.

O sistema óptico do RCNM foi montado em um conjunto mecânico comercial de posicionamento do equipamento em relação ao olho do paciente. Essa mesa mecânica contém uma queixeira para a acomodação do rosto do paciente, ajustes ergonômicos de altura e ajuste no plano x,y através de uma alavanca. A Figura 8.5 exhibe o sistema óptico completo montado nesse conjunto mecânico.

Figura 8.2 – RCNM completo montado no suporte mecânico do equipamento. Utilizou-se o sistema de gaiolas para o alinhamento dos componentes. Da esquerda para a direita: objetiva, cone bloqueador, anel de SMD LEDs, óptica de detecção e Raspicam.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 8.3 – Sistema de alinhamento do RCNM. Vista de cima do equipamento sem a carenagem para observação dos componentes internos.

Fonte: Elaborada pelo autor.

8.2 Desempenho do sistema de imagem

A validação da capacidade do RCNM de obter retinografias com qualidade suficiente para realizar exames de triagem depende do cumprimento das especificações do equipamento descritas

Figura 8.4 – Exemplos de alinhamento do retinógrafo coaxial não-midriático com os olhos (a) direito (letra "R", de *right*) e (b) esquerdo (letra "L", de *left*).

Fonte: Elaborada pelo autor.

na seção 6.1. Alguns parâmetros dessa especificação são obtidos diretamente da análise do projeto óptico do sistema completo e outros são medidos experimentalmente. A Figura 7.5 mostra o desenho óptico do sistema de imagem com a lente objetiva e a óptica detecção apresentadas como *black boxes*. A especificação de *f-number* do sistema de $f/2$ foi alcançado, assim como o erro de refração entre $-8D$ e $+5D$, visto que o sistema de detecção possui alcance entre as posições de formação de imagem, como previsto na seção 6.3.

O desempenho óptico do sistema de imagem é avaliado majoritariamente pela a curva de MTF gerada pelo *software* ZEMAX[®]. De acordo com a especificação do equipamento, para obter retinografias com qualidade suficiente para exames de triagem é necessário um contraste de 50% a uma resolução de 100 pl/mm. Logo, pelo resultado mostrado na Figura 8.6, as curvas de MTF de cada região do campo de visão (centro, bordas horizontais e verticais) mostram que o sistema projetado atende a essa especificação, apresentando uma MTF de aproximadamente 65% a 100 pl/mm em média. É possível observar uma pequena queda de desempenho nas bordas da imagem para as componentes sagitais, que apresentam um MTF de aproximadamente 55% a 100 pl/mm, ainda acima da especificação.

8.2.1 Medidas experimentais

As medidas de MTF do sistema óptico foram realizadas de acordo com a metodologia apresentada na seção 7.4. O alvo com a função *knife-edge* foi posicionado distante do equipamento e as imagens foram capturadas. Para cada região da imagem, foram calculadas as MTFs nas duas direções, sagital e tangencial, seguindo o método apresentado na seção 3.2.4.2. A

Figura 8.5 – Montagem do RCNM em uma mesa mecânica para ajustes de posicionamento do equipamento com o olho do paciente.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 8.7 exhibe os resultados obtidos. Em comparação com as curvas de MTF obtidas por simulação do *software* ZEMAX[®] (Figura 8.6), o sistema real se aproximou muito do teórico, apresentando alto desempenho ($MTF > 0,6 @ 100 \text{ lp/mm}$), principalmente no centro da imagem. Da mesma forma que para a simulação, houve queda de desempenho nas regiões da borda da imagem, com MTF médio de $0,5 @ 100 \text{ lp/mm}$.

Figura 8.6 – Curva de MTF fornecida pelo software ZEMAX para o sistema óptico completo do retinógrafo coaxial não-midriático.

Fonte: Elaborada pelo autor.

8.3 Uniformidade de iluminação

A Figura 8.8 mostra o resultado da simulação no modo não-sequencial do *software* ZEMAX[®] para um cone com abertura central de 17 mm de diâmetro a uma distância de 32 mm do anel de SMD LEDs. Essa foi a configuração que trouxe o melhor padrão de iluminação, sem obscurecimento total em nenhum ponto, principalmente na região central. Entretanto, é observada uma não-uniformidade no padrão de iluminação simulado, resultando em uma iluminação não-uniforme da retina. Isso foi corrigido pela razão da imagem obtida da retina pelo padrão de uniformidade da iluminação. Embora seja perdida parte da faixa dinâmica do sensor, como o valor da não-uniformidade é de apenas 10%, isso não impacta na capacidade do equipamento de capturar imagens de qualidade do fundo do olho.

Figura 8.7 – MTF do retinógrafo coaxial não-midriático para diferentes regiões da imagem. Preto: limite de difração; colorido: MTF em diferentes região da imagem.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 8.8 – Simulação não-sequencial do sistema de iluminação com anel absorvedor.

Fonte: Elaborada pelo autor.

8.4 Imagens obtidas pelo retinógrafo coaxial não-midriático

Para a avaliação da qualidade de imagem e da iluminação projetada no fundo do olho pelo retinógrafo coaxial não-midriático, foi obtida a retinografia colorida não-midriática de ambos os

olhos de um jovem sadio de 28 anos do sexo masculino, exibidas na Figura 8.9 e Figura 8.11*. As retinografias do mesmo paciente foram obtidas utilizando um retinógrafo comercial CANON Retinal Camera CR-2 AF⁷² também não-midriático (Figura 8.10 e Figura 8.12). Com base na comparação entre os dois resultados, é possível avaliar o desempenho do novo sistema, visto que esse equipamento comercial é considerado uma referência atualmente no mercado.

Em relação à iluminação da imagem, a maior preocupação está relacionada à discretização do anel de LEDs, visto que não é um anel de luz contínuo, mas é composto por um número limitado de LEDs. A dúvida que deve ser sanada é se essa discretização geraria um padrão não-uniforme na imagem, o que poderia atrapalhar o diagnóstico de doenças por essas imagens. Comparando as imagens de cada olho obtidas por cada equipamento, observa-se que os padrões de iluminação do olho são similares. Isso significa que a não-uniformidade prevista pela simulação *software* ZEMAX[®] não impactou na uniformidade de iluminação da retina. Assim, baseado em todas essas considerações, conclui-se que o inovador sistema de iluminação, aliado ao novo método de eliminação de reflexos da objetiva, faz com que todo o equipamento seja coaxial e não traga nenhuma perda em relação à iluminação tradicional de retinógrafos, podendo ser empregada sem nenhum revés.

Em relação à qualidade das imagens, através das retinografias obtidas pelo RCNM, é possível visualizar todas as estruturas oculares necessárias para a realização de diagnósticos de doenças do olho, como a mácula, a fóvea, o nervo óptico e todo o sistema de vascularização. É notável a alta qualidade das imagens devido à capacidade de observação de pequenos vasos sanguíneos próximos à mácula. Também é possível visualizar o entrelaçamento de veias e artérias que saem do nervo óptico. A distinção entre essas duas estruturas é dada por suas cores e espessuras. Artérias são mais claras porque transportam sangue com maior concentração de oxigênio, enquanto que veias transportam sangue com baixa concentração de oxigênio e, por isso, são mais escuras.⁴⁹

Nas Figuras 8.13 e 8.14 são exibidas retinografias do mesmo paciente, que foi solicitado a olhar um pouco para o lado de modo que o nervo óptico estivesse centralizado na imagem. Nessas imagens, os nervos ópticos são vistos com grande detalhe, mostrando a capacidade do RCNM de obter retinografias de alta qualidade. Por essas imagens, é possível observar com qualidade o nervo óptico, o que é muito importante para o diagnóstico e acompanhamento de pacientes com glaucoma.

Comparando as imagens de cada olho obtidas por ambos equipamentos (RCNM e CANON), todas as estruturas oculares observadas pelo retinógrafo CANON, constam também nas imagens produzidas pelo RCNM. Além disso, os campos de visão são comparáveis, o que garante que o RCNM possui um campo angular de visão de 45°, como proposto pela especificação de projeto. Embora as imagens do equipamento apresentado nesse trabalho aparentemente apresentem uma menor definição e contraste, não há perda de informações para o diagnóstico de doenças por essas retinografias, podendo ser aplicado para exames de triagem.

* As figuras foram propositalmente dispostas fora de ordem de citação no texto para facilitar ao leitor a comparação das retinografias de cada olho obtidas por ambos os equipamentos.

Figura 8.9 – Retinografia do olho esquerdo de um jovem sadio de 28 anos obtida pelo retinógrafo coaxial não-midriático.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 8.10 – Retinografia do olho esquerdo de um jovem sadio de 28 anos obtida pelo retinógrafo CANON Retinal Camera CR-2 AF.

Fonte: Cortesia do Dr. Jorge Dias.

Figura 8.11 – Retinografia do olho direito de um jovem sadio de 28 anos obtida pelo retinógrafo coaxial não-midriático.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 8.12 – Retinografia do olho direito de um jovem sadio de 28 anos obtida pelo retinógrafo CANON Retinal Camera CR-2 AF.

Fonte: Cortesia do Dr. Jorge Dias.

Figura 8.13 – Retinografia da região do nervo óptico do olho esquerdo de um jovem sadio de 28 anos obtida pelo retinógrafo coaxial não-midriático.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 8.14 – Retinografia da região do nervo óptico do olho direito de um jovem sadio de 28 anos obtida pelo retinógrafo coaxial não-midriático.

Fonte: Elaborada pelo autor.

CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

O objetivo principal desse trabalho foi desenvolver um retinógrafo coaxial não-midriático que inovasse a arquitetura desse equipamento e que fosse capaz de obter imagens de qualidade suficiente para exames de triagem do fundo do olho. Para eliminação dos reflexos gerados na córnea do olho, utilizou-se a tradicional iluminação na forma de anel, de modo que toda a periferia da pupila fosse iluminada e a região central permanecesse escura, por onde a imagem da retina foi obtida. Para isso, a proposta foi introduzir um anel de LEDs no lugar do sistema de iluminação do retinógrafo tradicional, possibilitando que todo o sistema fosse coaxial. Isso quer dizer que nenhum componente óptico é montado fora do eixo óptico da imagem, simplificando o processo de alinhamento. Esse anel de LEDs foi constituído de SMD LEDs brancos e infravermelhos, montados intercalados, de modo que fossem concêntricos e de mesmo diâmetro. A utilização de luz infravermelha garantiu a funcionalidade não-midriática do equipamento, o que possibilita a obtenção de retinografias sem a necessidade de dilatar a pupila do olho do paciente pela aplicação de fármacos.

Além da inovação no sistema de iluminação, buscou-se também simplificação de todos os componentes do equipamento, substituindo a objetiva por uma lente asférica oftálmica de dioptria 28D, um sistema comercial como sistema de detecção e uma câmera de baixo custo, mas de alta resolução, que fosse capaz de capturar imagens de alta qualidade.

Entretanto, ao suprimir o conjunto de iluminação do retinógrafo tradicional, o método de eliminação de reflexos gerados na objetiva utilizando pontos absorvedores foi impossibilitado de ser aplicado. Isso porque além de projetar o anel de luz sobre o espelho furado, esse conjunto óptico também era utilizado para eliminar a luz responsável por esses reflexos. Com a substituição desse conjunto pelo anel de LEDs coaxial, houve a necessidade de alteração da técnica de eliminação de reflexos. Por isso, foi introduzido um cone furado, com ângulo de 45° , de alumínio polido, entre a objetiva e o anel de LEDs. Assim, da mesma forma que era feito anteriormente pelos pontos absorvedores, o cone bloqueia os raios de luz responsáveis pelos reflexos nas superfícies da objetiva. As dimensões e posição do cone foram simuladas no *software* de desenho óptico (ZEMAX[®]), de modo que a iluminação no plano da retina não sofresse nenhum obscurecimento devido ao bloqueio desses raios de luz. Outra inovação proposta nesse trabalho e implementada no RCNM foi a introdução de dois sistemas ópticos independentes montados lateralmente ao sistema de imagem. Enquanto o olho do paciente está sendo iluminado com luz infravermelha, imagem da córnea é formada nesse sistema lateral, facilitando o posicionamento axial do equipamento em relação ao olho do paciente.

Para análise e validação dos métodos, retinografias de um jovem sadio de 28 anos do sexo masculino foram obtidas pelo RCNM e comparadas às obtidas pelo retinógrafo comercial CANON Retinal Camera CR-2 AF também não-midriático. Pela comparação das imagens, concluiu-se que o novo sistema apresenta ótimos resultados em relação à iluminação e qualidade das retinografias, sendo observado o mesmo padrão uniforme de iluminação e todas as estruturas oculares necessárias para o diagnóstico de doenças relacionadas ao olho.

Assim, a nova tecnologia de iluminação do RCNM é considerada válida como avanço na história do desenvolvimento de retinógrafos. Com ela, é possível reduzir drasticamente a quantidade de componentes para a fabricação do retinógrafo e simplificar demasiadamente o processo de alinhamento. Isso possibilita que o equipamento seja colocado no mercado com o preço final da ordem de US\$ 15.000, muito abaixo do preço praticado por outras empresas (aproximadamente US\$ 50.000). Dessa forma, muitas clínicas poderão ser equipadas com um retinógrafo, aumentando o alcance desse exame para a população, principalmente em países em desenvolvimento.

Os próximos passos no desenvolvimento desse projeto são a utilização do RCNM para melhorar o diagnóstico de doenças, como as que podem ser detectadas por variações na vascularização da retina, por exemplo. Com a projeção de crescimento do número de pessoas com diabetes nos próximos anos,⁴⁴ aumenta-se, conseqüentemente, a incidência de retinopatia diabética na população. Por isso, quanto mais preciso e precoce o diagnóstico desse tipo de doença, maiores as chances de prevenção de perda de visão.^{3,45} Um importante sintoma de RD, assim como de outras doenças cardiovasculares ou do pâncreas, é uma incomum baixa razão do diâmetro médio de artérias em relação ao das veias. Essa medida é possível de ser realizada através do dimensionamento das veias e artérias observadas nas retinografias. Entretanto, a distinção entre os dois tipos de vascularização é determinante para o correto diagnóstico.⁴⁹ Embora já existam métodos para esse tipo de medida, é possível utilizar o RCNM para melhorar o diagnóstico, baseado nas diferenças dos espectros de absorção dos sangues com alta e baixa concentração de oxigênio. A medida da concentração de oxigênio no corpo humano já é realizada com base nessa diferença de absorção para os comprimentos de onda 660 e 940 nm.⁷³⁻⁷⁵ Com a simplificação do sistema de iluminação apresentada nesse trabalho, o anel de LEDs brancos e infravermelhos podem ser facilmente substituídos por LEDs centrados nos respectivos comprimentos de onda, o que fornece duas retinografias diferentes, evidenciando as vascularizações com sangue de alta (artérias) e baixa (veias) concentração de oxigênio, respectivamente. Pela comparação das duas imagens, seria possível distinguir com maior precisão os dois tipos de vascularização e, conseqüentemente, fornecer um melhor diagnóstico do quadro dos pacientes.

REFERÊNCIAS

- 1 PATHAI, S. et al. The eye as a model of ageing in translational research - molecular, epigenetic and clinical aspects. *Ageing Research Reviews*, v. 12, n. 2, p. 490–508, 2013.
- 2 PATTON, N. et al. Retinal image analysis: concepts, applications and potential. *Progress in Retinal and Eye Research*, v. 25, n. 1, p. 99–127, 2006.
- 3 ABRÀMOFF, M. D.; GARVIN, M. K.; SONKA, M. Retinal imaging and image analysis. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, v. 3, p. 169–208, 2010.
- 4 BENNETT, A.; FRANCIS, J. Retinoscopy and ophthalmoscopy. In: DAVSON, H. *The eye: visual optics and the optical spatial sense*. New York: Academic, 1962, v. 4, p. 181–208.
- 5 KEELER, R.; SINGH, A. D.; SUA, H. S. Reflecting on reflections: Gullstrand's large reflex-free ophthalmoscope. *British Journal of Ophthalmology*, v. 94, p. 1, 2010. doi: 10.1136/bjo.2010.189282.
- 6 POMERANTZEFF, O.; WEBB, R. H.; DELORI, F. C. Image-formation in fundus cameras. *Investigative Ophthalmology Visual Science*, v. 18, n. 6, p. 630–637, 1979.
- 7 NIDEK Co. Naohisa Shibata; Miwako Torii. *Fundus camera*. US6654553, 29 Nov. 2001, 25 Nov. 2003.
- 8 PATRICK KERR; JONATHAN WATTS. *Retinal function camera*. US7134754, 3 Apr. 2002, 14 Nov. 2006.
- 9 CANON KABUSHIKI KAISHA. Nobuyoshi Kishida; Shigeaki Ono. *Eye fundus examination apparatus*. US7055955, 26 Feb. 2002, 6 June 2006.
- 10 NIDEK Co. Naoki Ichikawa. *Fundus camera*. US7219996, 26 Feb. 2002, 6 June 2006.
- 11 NIDEK Co. Naohisa Shibata. *Fundus camera*. US6755526, 22 May 2002, 29 June 2004.
- 12 BERNARDES, R.; SERRANHO, P.; LOBO, C. Digital ocular fundus imaging: a review. *Ophthalmologica*, v. 226, n. 4, p. 161–181, 2011.
- 13 CALCAGNI, A.; GIBSON, J. Imaging of the human fundus in the clinical setting: past, present and future. *US Ophthalmic Review*, v. 6, n. 1, p. 42–47, 2013.
- 14 HAMMER, M.; SCHWEITZER, D. Quantitative reflection spectroscopy at the human ocular fundus. *Physics in Medicine and Biology*, v. 47, n. 2, p. 179, 2002.
- 15 DELORI, F. C.; PFLIBSEN, K. P. Spectral reflectance of the human ocular fundus. *Applied Optics*, v. 28, n. 6, p. 1061–1077, 1989.
- 16 ATCHISON, D. A.; SMITH, G. Book. *Optics of the human eye*. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2000.
- 17 KNOLL, H. A. Ophthalmic instruments. In: KINGSLAKE, R. *Applied optics and optical engineering*. Orlando: Academic, 1969, v. 5, p. 281–304.

- 18 LENCIONE, D. *Desenvolvimento de sistemas ópticos e modelos radiométricos para otimização sistêmica em retinógrafos de alta resolução*. 2013. 163 p. Dissertação (Mestrado) — Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2013.
- 19 SPECTOR, R. H. The pupils. In: WALKER, H. K.; HALL, W. D.; HURST, J. W. (Ed.). *Clinical methods: the history, physical, and laboratory examinations*. 3rd ed. Oxford: Butterworth-Heinemann, 1990. cap. 58.
- 20 JAANUS, S. Ocular side effects of selected systemic drugs. *Optometry clinics: the official publication of the Prentice Society*, v. 2, n. 4, p. 73–96, 1992.
- 21 PRIMARY CARE OPTOMETRY NEWS. *Nonmydriatic cameras make fundus exams more patient, practice friendly*. Disponível em: <<http://www.healio.com/optometry/technology/news/print/primary-care-optometry-news/%7B7d2e9496-b2fe-4d84-a01c-4eb34c479548%7D/nonmydriatic-cameras-make-fundus-exams-more-patient-practice-friendly>>. Acesso em: 20 jul. 2017.
- 22 MESZAROS, L. *Why non-mydriatic cameras will not replace dilated fundus exams*. Disponível em: <<http://optometrytimes.modernmedicine.com/optometrytimes/news/modernmedicine/modern-medicine-feature-articles/why-non-mydriatic-cameras-will-n>>. Acesso em: 20 jul. 2017.
- 23 WORLD HEALTH ORGANIZATION. *Visual impairment and blindness: fact sheet, 282*. Disponível em: <<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs282/en/>>. Acesso em: 20 jul. 2017.
- 24 VOS, T. et al. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 310 diseases and injuries, 1990–2015: a systematic analysis for the global burden of disease study 2015. *The Lancet*, v. 388, n. 10053, p. 1545, 2016.
- 25 WORLD HEALTH ORGANIZATION. *Global data on visual impairments 2010*. Geneva: World Health Organization, 2012.
- 26 SMITH, W. J. *Modern optical engineering*. 4th ed. New York: McGraw-Hill Education, 2007.
- 27 SMITH, W. *Practical optical system layout: and use of stock lenses*. New York: McGraw-Hill Education, 1997.
- 28 ZILIO, S. C. *Desenho e fabricação Óptica*. São Carlos: Instituto de Física de São Carlos, 2006.
- 29 SCADUTO, L. C. N. *Desenvolvimento e avaliação do desempenho de sistema óptico aplicado a sensoriamento remoto orbital*. 2008. Tese (Doutorado) — Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2008.
- 30 WIKIMEDIA COMMONS. *Aspheric lens*. 2012. Disponível em: <<http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Pfeilhohe.svg>>. File: Pfeilhohe.svg. Acesso em: 20 jul. 2017.
- 31 MEISTER, D.; SHEEDY, J. E. *Introduction to ophthalmic optics*. 3rd ed. USA: SOLA Optical, 2000.
- 32 KOHLER, A. New method of illumination for photomicrographical purposes. *Journal of the Royal Microscopical Society*, v. 14, p. 261–262, 1894.

- 33 GOODMAN, J. W. *Introduction to Fourier optics*. 3rd ed. Englewood, Colo.: Roberts Co., 2005.
- 34 MARQUES, P. M. d. A. *Avaliação ponto a ponto de sistemas de imagem radiológica utilizando funções de espalhamento de ponto simuladas*. 1994. Tese (Doutorado) — Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 1994.
- 35 RESOLUTION of single-slit and circular apertures. Disponível em: <<http://www.kshitij-iitjee.com/resolution-of-single-slit-and-circular-apertures>>. Acesso em: 20 jul. 2017.
- 36 EDMUND OPTICS. *Introduction to modulation transfer function*. Disponível em: <<http://www.edmundoptics.com/resources/application-notes/optics/introduction-to-modulation-transfer-function/>>. Acesso em: 20 maio 2017.
- 37 STANDARD, M. *Photographic lenses*. Washington, DC: Armed Forces Supply Support Center, 1959.
- 38 MODUGNO, R. G. *Uma contribuição ao projeto de retinógrafos digitais*. 2009. Dissertação (Mestrado) — Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2009.
- 39 SAMEI, E. et al. Comparison of edge analysis techniques for the determination of the mtf of digital radiographic systems. *Physics in Medicine and Biology*, v. 50, n. 15, p. 3613, 2005.
- 40 KOLB, H. How the retina works. *American Scientist*, v. 91, n. 1, p. 28–35, 2003.
- 41 DOWLING, J. E. *The retina: an approachable part of the brain*. Harvard: Harvard University Press, 1987.
- 42 ESCUDERO-SANZ, I.; NAVARRO, R. Off-axis aberrations of a wide-angle schematic eye model. *Journal of the Optical Society of America A*, v. 16, n. 8, p. 1881–1891, 1999.
- 43 AGARWAL, A. *Fundus fluorescein and indocyanine green angiography: a textbook and atlas*. Thorofare, NJ: SLACK Incorporated, 2007.
- 44 BRASIL. Ministério da Saúde. Portal da Saúde. *VIGITEL - Vigilância de fatores de risco e proteção para doenças crônicas por inquérito telefônico Brasil 2016*. 2017. Disponível em: <http://portalarquivos.saude.gov.br/images/pdf/2017/junho/07/vigitel_2016_jun17.pdf>. Acesso em: 20 jul 2017.
- 45 KLONOFF, D. C.; SCHWARTZ, D. M. An economic analysis of interventions for diabetes. *Diabetes Care*, v. 23, n. 3, p. 390–404, 2000.
- 46 HEIJL, A. et al. Reduction of intraocular pressure and glaucoma progression: results from the early manifest glaucoma trial. *Archives of Ophthalmology*, v. 120, n. 10, p. 1268–1279, 2002.
- 47 NATIONAL EYE INSTITUTE. *Facts about age-related macular degeneration*. Disponível em: <http://nei.nih.gov/health/maculardegen/armd_facts>. Acesso em: 20 jul 2017.
- 48 RETINA BRASIL. *Degeneração macular relacionada à idade (DMRI)*. Disponível em: <<http://retinabrasil.org.br/site/doencas/degeneracao-macular-relacionada-a-idade/>>. Acesso em: 20 jul 2017.
- 49 KONDERMANN, C. et al. Blood vessel classification into arteries and veins in retinal images. *Proceedings of SPIE*, v. 6512, p. 651247–6512479, 2007.

- 50 WONG, T. Y. et al. Prospective cohort study of retinal vessel diameters and risk of hypertension. *BMJ*, v. 329, n. 7457, p. 79, 2004.
- 51 HUBBARD, L. D. et al. Methods for evaluation of retinal microvascular abnormalities associated with hypertension/sclerosis in the atherosclerosis risk in communities study. *Ophthalmology*, v. 106, n. 12, p. 2269–2280, 1999.
- 52 NG, E. et al. *Ophthalmological Imaging and Applications*. Boca Raton: CRC Press, 2014.
- 53 DEHOOG, E.; SCHWIEGERLING, J. Optimal parameters for retinal illumination and imaging in fundus cameras. *Applied Optics*, v. 47, n. 36, p. 6769–6777.
- 54 MAHAJAN, V. N. Strehl ratio for primary aberrations in terms of their aberration variance. *Journal of the Optical Society of America*, v. 73, n. 6, p. 860–861, 1983.
- 55 NAVARRO, R. The optical design of the human eye: a critical review. *Journal of Optometry*, v. 2, n. 1, p. 3–18, 2009.
- 56 DEHOOG, E.; SCHWIEGERLING, J. Fundus camera systems: a comparative analysis. *Applied Optics*, v. 48, n. 2, p. 221–228, 2009.
- 57 NIDEK Co. Tsuguo Nanjo. *Fundus camera with partially common coaxial observation and photographing optical systems*. US5543865, 17 Jan. 1995, 6 Aug. 1996.
- 58 NIDEK COMPANY. Tsuguo Nanjo; Masunori Kawamura. *Fundus camera*. 1998. US5742374, 31 Jan. 1997, 21 Apr. 1998.
- 59 SCHWIEGERLING, J. Field guide to visual and ophthalmic optics. Bellingham: SPIE Press, 2004. doi: 10.1117/3.592975.
- 60 THIBOS, L. N. et al. Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. *Journal of the Optical Society of America A*, v. 19, n. 12, p. 2329–2348, 2002.
- 61 VOLK 28D BIO Lens - Volk Optical. Disponível em: <<http://volk.com/index.php/28d.html>>. Acesso em: 20 maio 2017.
- 62 MURGATROYD, H. et al. Effect of mydriasis and different field strategies on digital image screening of diabetic eye disease. *British journal of ophthalmology*, v. 88, n. 7, p. 920–924, 2004.
- 63 CAMERA MODULE. Disponível em: <<http://www.raspberrypi.org/documentation/hardware/camera/>>. Acesso em: 20 maio 2017.
- 64 Raspberry Pi Foundation. Disponível em: <<https://www.raspberrypi.org>>. Acesso em: 20 maio 2017.
- 65 RASPBERRY PI FOUNDATION. Disponível em: <<http://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-3-model-b/>>. Acesso em: 20 maio 2017.
- 66 IMX219PQ. Disponível em: <http://www.sony-semicon.co.jp/products_en/new_pro/april_2014/imx219_e.html>. Acesso em: 20 maio 2017.
- 67 EDMUND OPTICS. *25mm UC Series Fixed Focal Length Lens*. Disponível em: <<http://www.edmundoptics.com/imaging-lenses/fixed-focal-length-lenses/25mm-uc-series-fixed-focal-length-lens/>>. Acesso em: 20 maio 2017.

- 68 OSRAM Opto Semiconductor. *KW DPLS31.EC*. Disponível em: <http://www.osram-os.com/Graphics/XPic9/00128963_0.pdf>. Acesso em: 20 jul. 2017.
- 69 OSRAM Opto Semiconductor. *SFH 4050*. Disponível em: <http://www.osram-os.com/Graphics/XPic1/00206346_0.pdf/SFH%204050.pdf>. Acesso em: 20 jul. 2017.
- 70 LIANG, J.; WILLIAMS, D. R. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. *Journal of the Optical Society of America A*, v. 14, n. 11, p. 2873–2883, 1997.
- 71 LIANG, J.; WILLIAMS, D. R.; MILLER, D. T. Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics. *Journal of the Optical Society of America A*, v. 14, n. 11, p. 2884–2892, 1997.
- 72 CANON. *Canon Retinal Camera CR-2 AF*. Disponível em: <<https://www.usa.canon.com/internet/portal/us/home/products/details/eyecare/digital-non-mydratic-retinal-cameras/cr-2-plus-af/>>. Acesso em: 20 jul. 2017.
- 73 AOYAGI, T. Pulse oximetry: its invention, theory, and future. *Journal of Anesthesia*, v. 17, n. 4, p. 259–266, 2003.
- 74 MASIMO CORPORATION. Mohamed K. Diab. *Pulse oximeter probe-off detector*. US6654624, 19 Dec. 2001, 25 Nov. 2003.
- 75 MASIMO CORPORATION. Ammar Al-Ali. *Low power pulse oximeter*. US6697658, 26 june 2002, 24 Feb. 2004.