UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE FÍSICA DE SÃO CARLOS

DIEGO LENCIONE

Desenvolvimento de sistemas ópticos e modelos radiométricos para otimização
sistêmica em retinógrafos de alta resolução

São Carlos

2013

DIEGO LENCIONE

“Desenvolvimento de sistemas ópticos e modelos radiométricos para otimização
sistêmica em retinógrafos de alta resolução”

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-
Graduação em Física do Instituto de Física de
São Carlos da Universidade de São Paulo para
a obtenção do título de Mestre 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

2013

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 elaborada pelo Serviço de Biblioteca e Informação do IFSC,
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Lencione, Diego
Desenvolvimento de sistemas ópticos e modelos
radiométricos para otimização sistêmica em
retinógrafos de alta resolução / Diego Lencione;
orientador Jarbas Caiado de Castro Neto - versão
corrigida -- São Carlos, 2013.
163 p.

Dissertação (Mestrado - Programa de Pós-Graduação em
Física Aplicada) -- Instituto de Física de São Carlos,
Universidade de São Paulo, 2013.

1. Sistemas ópticos. 2. Retinografia. 3.
Radiometria. 4. Eliminação de reflexos. 5. Análise de
tolerância. I. Caiado de Castro Neto, Jarbas, orient.
II. Título.

Para meu irmão Welber, que me ampliou o sentido da visão.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de neste espaço expressar o meu profundo sentimento de gratidão a tantas pessoas que contribuíram para a realização deste trabalho.

Ao Jarbas, orientador e presidente da Opto Eletrônica S/A, por me oferecer o privilégio de participar de uma das experiências mais marcantes de minha vida.

Ao Dr. Mario Antonio Stefani, diretor do Departamento de Pesquisa e Desenvolvimento da Opto Eletrônica S/A, agradeço pelos ensinamentos e pela confiança depositada. A todos os amigos que adquiri em meu tempo de trabalho nesta empresa e que contribuíram direta ou indiretamente à realização deste trabalho, em especial aos engenheiros Daniel dos Santos Jr., gerente do projeto do retinógrafo Kiron, Flavio Pascoal Vieira e José Augusto Stuchi, que realizaram contribuições ímpares ao projeto, com grande competência e de profissionalismo sem igual. Amigos para toda a vida!

Agradeço a toda minha família, em especial a minha mãe Sonia, meu pai Sidinei e a meu irmão Welber, pelo Amor incondicional, pelo incentivo em todos os momentos, pelo exemplo, por perdoarem as minhas ausências e por não permitirem que eu me perdesse no meio do caminho, principalmente nos momentos mais difíceis. Se houver qualquer contribuição positiva neste trabalho, não tenho dúvidas de que ela é fruto do elo de amor que me une a cada um de vocês. De uma maneira também especial gostaria de agradecer a minha tia Ana, que com sua generosidade me ajudou e incentivou a permanecer estudando mesmo em circunstâncias adversas, e a minha vó Lina, que com sua humilde e experiente sabedoria me mostra frequentemente as reais belezas da vida.

A minha namorada Nayára, pessoa fantástica e admirável, a quem reservo tanto amor, quero lhe agradecer por todo o carinho, paz e equilíbrio que me proporciona e pelo nosso convívio maravilhoso. Com o brilho do seu olhar e o seu entusiasmo para viver, tudo fica melhor!

Todos vocês me ajudaram a compreender a importância e a maneira pela qual o conhecimento científico e tecnológico pode extrapolar páginas de livros e a tela do computador, atravessar as paredes dos laboratórios e gerar impactos positivos na sociedade, e como são tantas estas possibilidades. A todos vocês, muito obrigado!

RESUMO

LENCIONE, D. **Desenvolvimento de sistemas ópticos e modelos radiométricos para otimização sistêmica em retinógrafos de alta resolução.** 2013. 153 p. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2013.

O principal intento deste trabalho é demonstrar como a combinação de resultados de modelos radiométricos e de análises do limite de resolução de imagens produzem impactos positivos não apenas no projeto óptico de retinógrafos de alta resolução, mas que também geram ferramentas que auxiliam na definição da arquitetura de todo o equipamento, considerando, inclusive, os limites impostos por normas internacionais para a segurança do paciente em relação a radiação emitida na realização dos exames. Particularmente ao projeto óptico, foram desenvolvidos os sistemas de iluminação e imageamento da retina, onde se destacam duas propostas de metodologias: a primeira para a implementação da técnica de eliminação das bem conhecidas retro-reflexões geradas no conjunto óptico que é comum à iluminação e ao imageamento da retina, e a segunda para a obtenção de soluções efetivas em sistemas imageadores, que prima pela diminuição da sensibilidade dos componentes aos erros que são introduzidos pelos processos de fabricação e montagem. Analisando os resultados obtidos com o protótipo, foram validados os sistemas e modelos propostos, que se tornaram parte integrante de um produto oftalmológico aprovado para a comercialização, o retinógrafo Kiron.

Palavras chave: Sistemas ópticos. Retinografia. Radiometria. Eliminação de reflexos. Análise de Tolerância.

ABSTRACT

LENCIONE, D. Development of optical systems and radiometric models to systemic optimization in high resolution fundus cameras. 2013. 153p. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2013.

The fundamental objective of this work is to demonstrate how radiometric models and analysis of the limit of resolution can provide not only positive impacts to the optical project of high resolution fundus cameras, but also creates tools to perform an optimization of all the equipment, considering the limits imposed by international standards to ensure security to the patient regarding the equipment radiation emission. In the optical project in particular, the imaging and illuminating systems of the retina were developed, in which stands out two proposed methodologies: first, to eliminate the well known retro-reflections in the common optical assembly of the imaging and illuminating systems, and a second one that helps the optical designer to find effective solutions in imaging systems, focused in the reduction of the component sensitivity to the fabrication and assembly processes errors. Analyzing the results from the prototypes the systems and the models proposed were validated, becoming integrant part of an ophthalmic product approved for commercialization, the Kiron fundus camera.

Keywords: Optical systems. Fundus cameras. Radiometry. Reflex elimination. Tolerance analysis.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Estruturas do olho humano.....	25
Figura 2 - Layout óptico básico de um retinógrafo atual.	26
Figura 3 - Principais retinógrafos atualmente no mercado, das marcas: Canon, Kowa, Nidek, Topcon e Zeiss.	27
Figura 4 - Implementação da máscara elaborada por Lee Allen em retinógrafos Carl Zeiss, em 1964 ³³	30
Figura 5 - Propaganda de um retinógrafo Carl Zeiss de 1932 ²⁶	31
Figura 6 - Fluxograma proposto para o desenvolvimento de equipamentos oftalmológicos de diagnóstico por imagem.	36
Figura 7 - Quantidades geométricas para a definição da radiância.	42
Figura 8 - Superfícies refletoras dos tipos especular, direcional e difusa.	42
Figura 9 - Fonte lambertiana planar de área A_0 e radiância L_0	43
Figura 10 - Irradiância de uma imagem.	44
Figura 11 - Imageamento da retina por um sistema óptico equivalente.....	46
Figura 12 - Derivação da magnificação óptica imposta pelo conjunto de imageamento.	48
Figura 13 - Eficiência quântica espectral do CCD KAI-11002, Truesense.	56
Figura 14 - Espectros de emissão normalizados para os LEDs RGB PhlatLight PT120, Luminus e LED infravermelho modelo LED780-66-16100, Roithner.	57
Figura 15 - Reflectância espectral da retina humana ⁷	58
Figura 16 - Geometria para cálculo de área de calota esférica.....	60
Figura 17 - Obtenção do parâmetro a , envolvido na determinação da irradiância incidente na retina, pelo modelo de olho Navarro-Escudero.	60
Figura 18 - Gráficos de Q_{pixel}/Q_{sat} em função da potência incidente na retina para a fóvea, perifóvea e nasal.	64
Figura 19 - Gráficos de SNR em função da potência incidente na retina para a fóvea, perifóvea e nasal, nos comprimentos de onda de 528 nm e 624 nm.	65
Figura 20 - Gráficos de SNR em função da irradiância incidente na retina para a fóvea, perifóvea e nasal, nos comprimentos de onda de 528 nm e 624 nm.	66
Figura 21 - Gráficos de SNR em função do tempo de integração para a fóvea, perifóvea e nasal, nos comprimentos de onda de 528 nm e 624 nm.....	67
Figura 22 - Comparativo da SNR em função da potência incidente na retina, para a fóvea, perifóvea e nasal.	68
Figura 23 - Comparativo da SNR em função da potência incidente na retina, para a fóvea, perifóvea e nasal, com <i>binning</i> 2x2.	69

Figura 24 - Ampliação de uma região de interesse de um exame FA. Imagem obtida com o equipamento desenvolvido neste trabalho.	72
Figura 25 - Limitação para o limite de resolução das imagens pelos efeitos de difração da luz e resolução espacial do sensor.	73
Figura 26 - Layout óptico do modelo de olho <i>Navarro-Escudero</i> , utilizado nas simulações do limite de resolução.	75
Figura 27 - Diâmetro RMS dos spots e do disco de Airy que se formam na retina em função do diâmetro da pupila e do campo de visada, para o comprimento de onda de 528 nm.	76
Figura 28 - Diâmetro RMS dos spots e do disco de Airy que se formam na retina em função do diâmetro da pupila e do campo de visada, considerando as aberrações cromáticas inseridas pelo olho no espectro visível (473, 528 e 626 nm).	77
Figura 29 - Limite de difração para a fração da energia enquadrada em um pixel de um sensor de imagem quadrado de 14.4 MP.	81
Figura 30 - Limite imposto pela difração para a MTF do sistema óptico paraxial até a frequência de Nyquist do sensor quadrado de 14.4 MP, com dimensão do pixel de 5.5 μm	81
Figura 31 - Limite imposto pela difração para a fração da energia enquadrada em um pixel em função da resolução total do sensor, nas condições de $\lambda = 528\text{ nm}$, $FOV/2 = 22.5^\circ$ e $D_{pupil} = 1.475\text{ mm}$	84
Figura 32 - Razão <i>Dairy/Lpixel</i> em função da resolução total do sensor, nas condições de $\lambda = 528\text{ nm}$, $FOV/2 = 22.5^\circ$ e $D_{pupil} = 1.475\text{ mm}$	84
Figura 33 - Aspecto de alguns tipos de sensores de imagem, máscaras utilizadas e a porcentagem de área útil de cada caso.	86
Figura 34 - Layout óptico do imageamento da retina pela região interna e não iluminada do anel de iluminação.	92
Figura 35 - Comparativo de imagens capturadas de um mesmo olho por meio da remoção dos polarizadores cruzados.	95
Figura 36 - Concepção óptica para a eliminação dos reflexos gerados no conjunto comum à iluminação e ao imageamento da retina.	96
Figura 37 - Implementação do controle dos reflexos gerados nas interfaces por meio de um projeto com multi-configurações, que estabelece os requisitos de simetria e mantém o imageamento da íris do paciente no espelho furado.	98
Figura 38 - Imageamento dos dois pontos absorvedores de luz em cada um dos planos simétricos do conjunto óptico que gera os reflexos.	100
Figura 39 - Layout óptico não sequencial típico para a validação da técnica de eliminação das retro-reflexões.	101
Figura 40 - Detalhe do layout óptico da simulação não sequencial que monitora as retro-reflexões geradas nas interfaces côncavas dos singletos.	103

Figura 41 - Acima, padrão de irradiância incidente na retina e, abaixo, padrão de irradiância no sensor de imagem, validando a proposta de eliminação dos reflexos das interfaces côncavas dos singletos.....	104
Figura 42 - Detalhe do layout óptico da simulação não sequencial que monitora as retro-reflexões geradas nas interfaces convexas dos singletos.	105
Figura 43 - Padrão de irradiância na retina e no sensor de imagem na presença e na ausência do ponto absorvedor, validando a proposta de eliminação dos reflexos das interfaces convexas dos singletos.....	106
Figura 44 - Detalhe do layout óptico da simulação não sequencial que monitora as retro-reflexões geradas nas interfaces do triplete.	107
Figura 45 - Padrão de irradiância na retina e no sensor de imagem na presença e na ausência do ponto absorvedor, validando a proposta de eliminação dos reflexos das interfaces do triplete...	108
Figura 46 - Padrão de irradiância no sensor de imagem na ausência do ponto absorvedor que elimina as retro-reflexões geradas pelo triplete e que atingem este plano, utilizando uma escala mais sensível à irradiância.....	109
Figura 47 - Retro-reflexões geradas no sensor de imagem em virtude do aumento da íris do equipamento.	110
Figura 48 - Layout óptico do conjunto de imageamento da retina.....	113
Figura 49 - Critérios de desempenho óptico monitorados para o imageamento da retina de um olho emélope.	120
Figura 50 - Pequena perturbação de uma interface óptica.	122
Figura 51 - Efeito da perturbação de uma interface ar / vidro na diferença de caminho óptico de um raio, em função do ângulo de incidência, índice de refração do vidro e magnitude da perturbação.	124
Figura 52 - Comparativo das irregularidades superficiais geradas com os operandos TIRR, superior, e TEXI, inferior, mantendo-se aproximadamente a mesma diferença Pico - Vale.	131
Figura 53 - Típico padrão de irregularidades superficiais geradas pela DLL US_EAPeriodic, disponível na versão de setembro de 2010 do Zemax.....	132
Figura 54 - Principais componentes e conjuntos do projeto opto-mecânico do equipamento.	135
Figura 55 - Fotografia do protótipo do equipamento em sua fase de testes e de certificação.	136
Figura 56 - Retinógrafo Kiron.....	137
Figura 57 - Demonstração de exames realizados pelo retinógrafo Kiron.	144
Figura 58 - Imagem da retina com resolução a nível celular obtida pela técnica AOSLO, retirada da referência 31.	145
Figura 59 - Geometria para determinação da área do sensor quando o raio da máscara excede a metade da dimensão vertical do sensor de imagem.	156

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Prevalência de cegueira e as suas principais causas em diferentes regiões do mundo*.....	32
Tabela 2 - Distribuição de oftalmologistas nas regiões brasileiras.	32
Tabela 3 - Prospecção de crescimento do número de casos das principais doenças oftalmológicas e procedimentos cirúrgicos que atingem a população dos Estados Unidos da América até o ano de 2015*.	34
Tabela 4 - Resumo das quantidades radiométricas fundamentais.	41
Tabela 5 - Parâmetros do CCD KAI-11002, Truesense.	56
Tabela 6 - Parâmetros ópticos fixos nas análises de SNR e Q_{pixel}/Q_{sat}	59
Tabela 7 – Dependência espectral da razão Q_{pixel}/Q_{sat} para as regiões da fóvea, perifóvea e nasal.	62
Tabela 8 - Comparação de resultados do limite de resolução efetiva e radiométricos para diversos tipos de sensores de imagem.	89
Tabela 9 - Principais características do sistema óptico de imageamento da retina.	113
Tabela 10 - Aberrações monocromáticas primárias da frente de onda baseadas nas somas de Seidel.	128
Tabela 11 - Tolerâncias dos substratos, fabricação óptica, mecânica e para o processo de montagem.	130
Tabela 12 - Resultados da análise de tolerância.	134
Tabela 13 - Dados utilizados para a classificação óptica.	160
Tabela 14 - Resultados e limites estabelecidos para instrumentos do grupo 1, iluminação contínua.	161
Tabela 15 - Resultados e limites estabelecidos para instrumentos do grupo 1, iluminação pulsada.	162
Tabela 16 - Resultados e limites estabelecidos para instrumentos do grupo 2, associação consecutiva de iluminação contínua e pulsada.	163

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

CCD	Dispositivo de carga acoplada, do inglês, <i>charge coupled device</i>
D_{airy}	Diâmetro do disco de Airy
D_{pupil}	Diâmetro na pupila do olho do paciente sob o qual o imageamento da retina é realizado
$D_{\text{retina-pupil}}$	Distância entre a retina e a pupila do olho
DMRI	Degenerescência macular relacionada à idade
E	Irradiância [W / m^2]
EFL	Comprimento focal efetivo, do inglês <i>effective focal length</i>
FA	<i>Fluorescein Angiography</i>
FOV	Campo de visada, do inglês <i>field of view</i>
h	Altura de uma imagem
I	Intensidade radiante [W / sr]
L	Radiância [$W / m^2 sr$]
LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
LED	Diodo emissor de luz, do inglês, <i>light emitting diode</i>
L_{pixel}	Lado de um pixel
M	Emitância [W / m^2]
M_{optics}	Magnificação do sistema óptico
MTF	Função de transferência de modulação
n_{eye}	Índice de refração do humor vítreo do olho.
Q	Energia radiante [J]
$Res(V)$	Resolução vertical do sensor de imagem
R_{masc}	Raio da máscara que é utilizada para delimitar a região útil do sensor de imagem na qual será realizado o imageamento da retina. Em geral, tem o mesmo valor da altura da imagem da retina.
R_{ret}	Reflectância espectral da retina humana
SNR	Relação sinal-ruído
S_{pixel}	Área de um pixel
S_{retina}	Área da calota esférica iluminada na retina
t_{int}	Tempo de integração
u	Densidade de energia radiante [J / m^3]
φ	Fluxo radiante [W]
λ	Comprimento de onda da radiação
η_{sensor}	Eficiência quântica do sensor
τ_{optics}	Transmitância do sistema óptico
τ_{surf}	Transmitância de uma interface óptica

SUMÁRIO

1	Introdução.....	25
1.1	Contextualização histórica	28
1.2	Impactos e demandas sociais.....	31
1.3	Desafios.....	34
1.4	Abordagem para o desenvolvimento e organização deste trabalho.....	35
2	Modelo radiométrico	39
2.1	Conceitos básicos de radiometria.....	40
2.1.1	Quantidades Fundamentais.....	40
2.1.2	Superfícies lambertianas	42
2.1.3	Irradiância de imagens	43
2.2	Obtenção da irradiância, fluxo e energia radiante no sensor de imagem	45
2.3	Razão Q_{pixel}/Q_{sat}	50
2.4	Relação sinal-ruído.....	51
2.5	Condições das simulações	55
2.5.1	Sensor de imagem utilizado	55
2.5.2	Fontes de luz utilizadas	57
2.5.3	Reflectância espectral da retina humana	58
2.5.4	Considerações ópticas	58
2.6	Resultados	61
2.7	Conclusão parcial	70
3	Limite de Resolução	71
3.1	Introdução	71
3.2	Abordagem.....	71
3.3	Limite de resolução imposto pelo olho	74
3.4	Dependência do limite de resolução com parâmetros do sistema	77
3.5	Máscaras e área útil.....	85
3.6	Comparação dos resultados do limite de resolução e das condições radiométricas	87
4	Técnica de eliminação das retro-reflexões	91
4.1	Introdução	91
4.2	Concepção	95
4.3	Implementação	96
4.4	Verificação	100

4.4.1	Retro-reflexões das interfaces côncavas dos singletos	102
4.4.2	Retro-reflexões das interfaces convexas dos singletos	104
4.4.3	Retro-reflexões das interfaces do triplete	106
5	Sistema óptico de imageamento da retina.....	111
5.1	Layout óptico e principais características.....	111
5.2	Desempenho óptico	113
5.3	Análise de tolerância	121
5.3.1	Controle do ângulo de incidência nas interfaces	121
5.3.2	Controle das aberrações monocromáticas de Seidel nas interfaces	125
5.3.3	Margem de erro dos substratos e dos processos de fabricação e montagem	129
5.3.4	Resultados da análise de tolerância	133
6	Resultados gerais	135
7	Conclusão	147
	REFERÊNCIAS	151
	Apêndice A - Determinação da área útil do sensor de imagem em função da máscara utilizada ..	155
	Apêndice B - Classificação óptica do equipamento	159

1 Introdução

O retinógrafo, também chamado de *fundus camera* ou *retinal camera*, é um equipamento que captura imagens do fundo do olho humano. Seu sistema óptico de iluminação tem a particularidade de promover uma irradiância uniforme no fundo do olho ao mesmo tempo em que evita a captação das retro-reflexões e espalhamentos gerados principalmente pela córnea, que dificultam a observação direta desta região. As imagens são capturadas em um amplo campo de visão e possuem resolução espacial suficiente para observar estruturas com dimensão de dezenas de microns. É amplamente utilizado por médicos oftalmologistas no diagnóstico e no acompanhamento do tratamento de doenças que atingem esta região do olho.

Estes equipamentos de modo geral realizam dois tipos básicos de exames: as retinografias e as angiografias. No primeiro caso, as imagens capturadas são formadas pelas retro-reflexões e espalhamento da luz quando esta atinge o fundo do olho, onde são comuns as retinografias coloridas, nas quais o fundo do olho é iluminado com uma fonte de luz branca, e as retinografias anerítras, onde se utiliza a porção verde do espectro visível para a iluminação. As angiografias diferem devido à administração de um contraste na corrente sanguínea do paciente. As imagens, neste caso, são formadas pela captação do sinal de fluorescência do contraste, o que permite observar a circulação e camadas mais profundas do que a retina, como a coróide. Se destacam as angiografias fluoresceínicas e as que utilizam indocianina verde. Na Figura 1 são apresentadas algumas estruturas do olho humano que serão utilizadas ao longo deste trabalho.

Figura 1 - Estruturas do olho humano.

Como se pode observar, o fundo do olho fica numa região escura e de difícil acesso para observação direta. Além disso, com uma iluminação arbitrária é muito difícil observá-lo, pois as reflexões e espalhamentos gerados principalmente na interface ar-córnea acabam ofuscando a pequena parcela da radiação que é espalhada e retro-refletida pela retina. Por este motivo, com o passar dos anos foram sendo criados sistemas ópticos cada vez mais eficientes para viabilizar este propósito, evitando as barreiras impostas pelo sistema óptico do olho.

De fato, a configuração atual destes equipamentos é fruto da contribuição de muitos pesquisadores ao longo dos últimos 162 anos, quando o oftalmoscópio direto foi inventado²⁶. No entanto, as barreiras impostas pelas estruturas do olho começaram a ser efetivamente superadas para a captação de imagens de qualidade da retina quando Gullstrand propôs, em 1910, uma iluminação em formato de anel, que atingia o plano da pupila do paciente, e a observação da retina pela região interna e não iluminado deste anel³⁴. São inúmeros os avanços que sucederam desde então, conforme será tratado na sessão seguinte, que apresenta uma perspectiva histórica deste desenvolvimento. Por ora, é conveniente apresentar uma configuração atual e padrão destes equipamentos, que está presente na Figura 2.

Figura 2 - Layout óptico básico de um retinógrafo atual.

Nestes equipamentos são utilizados, basicamente, dois tipos de fontes de luz: uma infravermelha, usualmente LEDs ou lâmpadas halógenas, utilizada na pré-visualização das fotos, por ser menos inconveniente ao paciente, onde o equipamento é adequadamente alinhado e são ajustados os níveis de potência e a posição focal, para compensar as dioptrias do paciente. As fontes de luz no espectro visível são utilizadas para gerar os exames de retinografia e angiografia, e podem ser LEDs de alta potência, lasers ou lâmpadas do tipo *flash*. O objeto do sistema óptico de iluminação é a máscara em formato de anel, que é projetada no plano do espelho furado, sendo que este é conjugado, pelo conjunto comum à iluminação e ao imageamento da retina, ao plano da pupila do olho do paciente. Esta é a forma pela qual o anel de iluminação é projetado na pupila, evitando os reflexos gerados pela córnea e iluminando a retina homogeneamente. A íris presente no conjunto de imageamento controla o diâmetro de captação da radiação proveniente da retina na pupila do olho. Um pequeno ponto absorvedor é depositado sob uma janela plana para eliminar as retro-reflexões que são geradas nas interfaces do conjunto óptico que é comum à iluminação e ao imageamento da retina e que atingem o sensor de imagem da câmera digital. Esta concepção básica está presente na maioria dos atuais fabricantes destes equipamentos, como os apresentados na Figura 3.

Figura 3 - Principais retinógrafos atualmente no mercado, das marcas: Canon, Kowa, Nidek, Topcon e Zeiss.

O que chama a atenção neste segmento é que mesmo a tecnologia óptica sendo aparentemente bem estabelecida por pelo menos duas décadas, é curioso verificar que esta é a parte mais proibitiva do equipamento, pois se trata de um sistema óptico altamente sofisticado

para se projetar, fabricar e montar, de modo que em pouquíssimos lugares no mundo são produzidos tais sistemas.

E é neste contexto que se insere este trabalho, com o objetivo de elucidar cada um dos passos fundamentais do desenvolvimento deste complexo sistema óptico. Será proposta uma abordagem para o seu desenvolvimento que se fundamenta na otimização do desempenho sistêmico, respeitando os limites impostos para a segurança do paciente. Para isso, foi desenvolvido um modelo radiométrico para prever o sinal elétrico que é gerado no sensor de imagem da câmera digital em função da energia radiante que é entregue ao olho do paciente pelo sistema óptico de iluminação, e de outros parâmetros conhecidos e controláveis do sistema. Foi feita uma análise do limite de resolução das imagens, levando-se em conta os limites impostos pelo efeito de difração da luz e pelas aberrações ópticas introduzidas pelo olho. Com o resultado destas duas análises, é possível propor uma arquitetura bem fundamentada para o equipamento e observar os impactos que ela gera para o paciente.

Além desta primeira parte que fundamenta o desenvolvimento de todo o equipamento, este trabalho também aborda de maneira específica o projeto do sistema óptico de iluminação e imageamento da retina. Em especial, é apresentada uma metodologia para implementação da técnica de eliminação das retro-reflexões que são geradas no conjunto óptico comum à iluminação e ao imageamento da retina, utilizando o traçado de raios sequenciais para a sua otimização e o traçado de raios não sequenciais para a verificação.

O sistema óptico de imageamento da retina é apresentado em detalhes, seguido de uma metodologia geral para a diminuição da sensibilidade a erros de fabricação e montagem dos componentes que formam o conjunto imageador.

No entanto, antes de tratar estes assuntos é necessário que se faça uma contextualização histórica do desenvolvimento destes equipamentos, para em seguida apresentar a sua demanda e o impacto gerado na sociedade.

1.1 Contextualização histórica

A retinografia moderna teve início quando Hermann Von Helmholtz introduziu o oftalmoscópio direto, em 1851, permitindo pela primeira vez que oftalmologistas pudessem observar a sessão posterior do olho, possibilitando o estudo de certas classes de doenças que levavam a diminuição ou a perda total da visão³⁵. O projeto foi sendo aperfeiçoamento com o passar dos anos, onde se destacam as contribuições realizadas por W. Thorner, em 1899, e por

Allvar Gullstrand, em 1910, ambas relacionadas com técnicas ópticas de eliminação das reflexões geradas pela córnea e que atrapalhavam a visualização da retina^{26,34}. A empresa alemã Carl Zeiss foi pioneira na comercialização de retinógrafos, iniciando estas atividades no ano de 1926, com o modelo desenvolvido por Nordenson, que introduziu uma câmera ao equipamento a partir do princípio elaborado por Gullstrand. Tal equipamento possuía um campo de visada de 10° e para capturar imagens era necessário um tempo de exposição de ½ segundo sob o filme fotográfico²⁶, conforme pode ser observado na Figura 5.

Este alto tempo de exposição, imposto tanto pelas fontes de luz como pela baixa sensibilidade dos filmes fotográficos, dificultavam a obtenção de imagens bem definidas da retina. No entanto, em 1953 um aperfeiçoamento considerável nestes instrumentos foi realizado por Kenneth Ogle e Wilbur Rucker com a introdução de lâmpadas do tipo *flash*, que haviam sido inventadas em 1946 por Edgerton^{26,32}. Com a alta energia radiante emitida por estas fontes em um curto intervalo de tempo, da ordem 1/25 segundos, foi possível eliminar os problemas associados à movimentação do olho do paciente durante a exposição, que levavam ao “borramento” das imagens.

Na década de 1960 Lee Allen fez grandes contribuições para o projeto destes equipamentos e para a criação de procedimentos de alinhamento e de aquisição de imagens da retina, auxiliando na padronização e na divulgação da técnica³³. A sua principal contribuição para o projeto foi a introdução de uma máscara no sistema de iluminação que permitisse um alinhamento menos crítico do paciente e que diminuísse a frequente sobreposição das retro-reflexões e espalhamentos gerados principalmente pela córnea com a imagem da retina. Esta máscara ficou conhecida como *Allen Dot* e até hoje é utilizada em grande parte dos retinógrafos comerciais³³, formando o objeto do sistema de iluminação. Na Figura 4 estão desenhos feitos pelo próprio Lee Allen, que demonstra a introdução desta máscara em um retinógrafo Carl Zeiss. Na imagem posicionada a direita e abaixo da figura é possível observar o efeito da máscara na iluminação, ampliando a região não iluminada que vai da córnea até o cristalino.

Desde então, o sistema óptico destes equipamentos foi frequentemente atualizado, inserindo-se mecanismos de ajuste de foco, para aumentar o intervalo de dioptrias de operação, zoom óptico, permitindo a variação do campo de visada de 45 a 60°, o sistema de iluminação foi aperfeiçoado com um melhor entendimento das técnicas de eliminação das retro-reflexões geradas no conjunto comum à iluminação e imageamento, mantendo-se o

compromisso de manter uma irradiância uniforme na retina, conforme pode ser observado pelo elevado número de patentes da época.³⁸⁻⁴²

Após a década de 1990, os maiores avanços da técnica se devem ao desenvolvimento das câmeras digitais e do aumento da velocidade, da capacidade de processamento e de armazenamento dos dados eletrônicos³⁶. A digitalização das imagens aumentou muito a praticidade da realização dos exames e dos tratamentos das doenças da retina, possibilitando um diagnóstico imediato e, se for o caso, no mesmo momento o início do tratamento. Com isso, diminui-se consideravelmente o número de visitas dos pacientes durante o período de tratamento e todos os gastos envolvidos, se beneficiando principalmente os doentes que vivem em regiões distantes de clínicas oftalmológicas³⁷.

Figura 4 - Implementação da máscara elaborada por Lee Allen em retinógrafos Carl Zeiss, em 1964³³.

Figura 5 - Propaganda de um retinógrafo Carl Zeiss de 1932²⁶.

1.2 Impactos e demandas sociais

Com o envelhecimento populacional e melhora das condições básicas de saúde, cada vez mais será preciso investir no diagnóstico precoce e no tratamento das doenças degenerativas. Na área da oftalmologia isto não é diferente. Na Tabela 1 pode-se observar a prevalência de cegueira e as suas principais causas em diferentes regiões do mundo, segundo um boletim da Organização Mundial de Saúde de 2002¹. Em regiões de alto índice de desenvolvimento humano e que possuem políticas públicas reconhecidas para a saúde populacional, as principais causas de cegueira estão associadas a doenças degenerativas, como a DMRI, Degenerescência Macular Relacionada à Idade, e o glaucoma, assim como a retinopatia diabética, que tende a aumentar com a incidência de obesidade². Estas três doenças podem ser diagnosticadas e ter o seu tratamento acompanhado por retinógrafos.

No Brasil o mercado de oftalmologia vem crescendo significativamente. Na última década, referente ao período de 2001 a 2011, o Censo Oftalmológico, realizado pelo Conselho Brasileiro de Oftalmologia, revela que houve um aumento de 60% no número de médicos atuantes nesta especialidade, atingindo 17.740 profissionais. Pelos dados do Censo Demográfico do IBGE de 29/11/2010, o Brasil possui 190,7 milhões de habitantes, resultando em uma média nacional de um oftalmologista para 10.748 habitantes, sendo que a distribuição

geográfica destes profissionais apresenta significativa variação, conforme pode ser observado na Tabela 2.

Tabela 1 - Prevalência de cegueira e as suas principais causas em diferentes regiões do mundo*.

Região	Prevalência de cegueira (%)	Catarata (%)	Opacidade da córnea (%)	DMRI** (%)	Glaucoma (%)	Retinopatia diabética (%)
Amr-A	0.2	5	3	50	18	17
Amr-B	0.3	40	5	5	15	7
Eur-A	0.2	5	3	50	18	17
Afr-E	1.0	55	12	-	15	-

*Amr-A: Estados Unidos da América. Amr-B: Brasil, Paraguai e Barbados; Eur-A: Dinamarca, Finlândia, Islândia, Irlanda, Itália, Holanda e Reino Unido; Afr-E: República Central da África, Congo, Etiópia, Quênia, África do Sul e República Unida da Tanzânia. * Fonte: (1). ** Degenerescência macular relacionada à idade.*

O Conselho Brasileiro de Oftalmologia considera ideal a relação oftalmologista/habitante entre 1/17.000 e 1/18.000 com base nos dados da Organização Mundial de Saúde. Segundo este critério uma relação menor do que 1/17.000 é considerada saturada e uma relação maior do que 1/18.000 é considerada carente.

Tabela 2 - Distribuição de oftalmologistas nas regiões brasileiras.

Região	Oftalmologistas	População	Oftalmologistas/Habitantes
Sudeste	10.105 (56%)	80.353.724 (42%)	1/7.952
Sul	2.637 (15%)	27.384.815 (14%)	1/10.385
Centro-Oeste	1.420 (8%)	14.050.340 (8%)	1/9.895
Nordeste	3.236 (18%)	53.078.137 (28%)	1/16.402
Norte	558 (3%)	15.865.678 (8%)	1/28.433

Utilizando apenas este critério seria possível afirmar que a região norte brasileira é a única carente e que todas as outras regiões estão saturadas de oftalmologistas com recursos, equipamentos e infra-estrutura suficientes para cuidar da saúde desta população, fato este que, no mínimo, pode ser questionado, dado o elevado percentual de pessoas cegas neste país e as suas principais causas em relação a países como EUA, Dinamarca, Finlândia, etc., presentes na Tabela 1.

Nos Estados Unidos da América, por exemplo, existem aproximadamente 15.000 oftalmologistas, 2.500 a menos que o Brasil, para atender uma população que é 65% maior². A relação oftalmologista/habitante para este país é de aproximadamente 1/20.000 e poderia ser considerada carente, mesmo assim este país detém um dos melhores índices de saúde visual do mundo. Esta aparente incoerência se deve ao fato de que em países desenvolvidos os profissionais encarregados a receitar óculos corretivos para a visão são os chamados optometristas, e não médicos oftalmologistas. Nesta circunstância, os oftalmologistas ficam encarregados de cuidar de problemas mais sérios, como por exemplo, as doenças associadas à retina.

Neste sentido, existe uma demanda mundial crescente pela utilização de equipamentos oftalmológicos eficientes para realizar diagnóstico precoce e acompanhar o tratamento de doenças da retina, principalmente aquelas associadas ao envelhecimento populacional, sendo que os retinógrafos ocupam lugar de destaque.

Para ilustrar a necessidade do aumento da produtividade e de eficiência na realização de diagnósticos e de tratamentos oftalmológicos, segundo um estudo para escopo de mercado preparado por Harmon em Merrit em 2009, comissionado pela empresa Carl Zeiss Meditec², é previsto para os Estados Unidos da América um crescimento desprezível no número de oftalmologistas no período de 2008 a 2015, indo de 15.000 para 15.101, respectivamente, levando-se em conta a inclusão de 3.124 novos profissionais e a aposentadoria de 3.023 em uma idade média de 69,4 anos. Ao mesmo tempo, existe uma perspectiva de aumento expressivo do número de casos das principais doenças oftalmológicas e procedimentos cirúrgicos, que tem seus dados apresentados na Tabela 3, onde foram excluídos os casos de rotina, fazendo com que a razão da soma das principais doenças oftalmológicas e procedimentos cirúrgicos em relação ao número de oftalmologistas aumente de 779.5 em 2008 para 914.3 em 2015. Com estes dados, conclui-se que será preciso aumentar a produtividade média destes profissionais em 17,3%. E o aumento desta produtividade é dependente do uso de equipamentos eficientes e apropriados para auxiliarem nas decisões clínicas.

Tabela 3 - Prospecção de crescimento do número de casos das principais doenças oftalmológicas e procedimentos cirúrgicos que atingem a população dos Estados Unidos da América até o ano de 2015*.

Principais doenças oftalmológicas e procedimentos cirúrgicos	Ano		
	2008	2012	2015
Catarata	3.092.000	3.490.635	3.851.000
Vitrectomia	290.000	329.000	350.000
Cirurgia Refrativa	1.040.000	1.403.000	1.472.000
Glaucoma	4.030.000	4.380.000	4.540.000
DMRI **	1.348.000	1.421.000	1.435.000
Retinopatia Diabética	1.892.160	2.044.035	2.157.749
Total	11.692.160	13.067.670	13.805.749

* Fonte: (2). ** Degenerescência macular relacionada à idade.

1.3 Desafios

Os principais desafios que cercam o desenvolvimento de retinógrafos de alta resolução, sob o enfoque deste trabalho, são listados a seguir:

- **Existência de um complexo sistema óptico de iluminação**, que promove uma irradiância uniforme no plano da retina, evitando as retro-reflexões e espalhamentos que são gerados pela córnea e por conjuntos ópticos comuns à iluminação e ao imageamento;
- **Limitações impostas pelo olho**, que afetam o limite de resolução das imagens, devido as aberrações ópticas que o olho introduz⁸ e pelo limite de difração que é imposto ao imageamento pelo diâmetro de captação na pupila. Além disso, dependendo da idade do paciente, da opacidade da córnea ou da presença de catarata, fenômenos de auto-fluorescência podem ocorrer na córnea e no cristalino³, prejudicando a qualidade das imagens e, em especial, a realização do exame de angiografia fluoresceínica, sendo necessário avaliar com cuidado a melhor região espectral para a excitação da fluoresceína que minimize os efeitos de auto-fluorescência indesejados;
- **A retina é minimamente reflexiva** e normas internacionais estabelecem limites para os níveis máximos de irradiância e de energia radiante incidentes no olho do paciente durante a realização dos exames^{11,12}. Desta forma, é

imprescindível realizar uma análise radiométrica criteriosa para auxiliar a especificação de parâmetros e dispositivos fundamentais do equipamento, de forma a otimizar a relação sinal-ruído das imagens e ao mesmo tempo garantir a segurança do paciente;

- Existem **poucas publicações** que tratam do sistema óptico destes instrumentos com detalhes e, no entanto, existem **dezenas de patentes**, depositadas principalmente por empresas alemãs e japonesas, desde a década de 1960 até recentemente³⁸⁻⁴², demonstrando que os significativos avanços, principalmente ópticos, que estes equipamentos sofreram ao longo destes anos se tornaram em grande parte segredos industriais das poucas empresas que os desenvolvem e comercializam no mundo todo. De maneira isolada, recentemente pesquisadores da Universidade do Arizona realizaram algumas publicações que tratam de parâmetros do sistema de iluminação e de análises comparativas de duas diferentes concepções de sistemas ópticos para retinografia^{4,5}, e pesquisadores da empresa alemã Carl Zeiss publicaram artigos e patentes relacionados a técnicas alternativas para a eliminação das retro-reflexões que são geradas em conjuntos comuns à iluminação e ao imageamento da retina^{28, 29}.

1.4 Abordagem para o desenvolvimento e organização deste trabalho

Para lidar com os desafios apresentados anteriormente e orientar a sistemática de desenvolvimento deste equipamento, é proposto o fluxograma geral que segue na Figura 6.

Neste fluxograma a concepção do desenvolvimento foi representada por um ciclo que possui atividades sequenciadas, sendo que em diferentes níveis são feitas verificações que podem fazer com que se retorne ao estágio inicial ou que se dê continuidade ao ciclo, dependendo se o resultado das verificações é satisfatório ou não.

Figura 6 - Fluxograma proposto para o desenvolvimento de equipamentos oftalmológicos de diagnóstico por imagem.

Quase todas as atividades apresentadas neste ciclo se traduzem em capítulos ou apêndices deste trabalho nos quais o assunto é tratado detalhadamente.

O ciclo se fundamenta no desenvolvimento do modelo radiométrico e em análises que estabelecem o limite de resolução das imagens do fundo do olho. Estes dois passos fundamentais serão abordados nos capítulos 2 e 3, respectivamente, onde será possível observar no fim do terceiro capítulo, como eles são dependentes e o impacto decisivo que eles produzem para o desempenho sistêmico.

Uma das conclusões deste trabalho é que a otimização das condições radiométricas não pode ser feita em detrimento do limite de resolução das imagens e também do impacto que o sistema de iluminação gera no paciente. Por este motivo, a classificação óptica do equipamento, que foi feita com auxílio da norma internacional ISO 15004-2, é apresentada em detalhes no Apêndice B.

No capítulo 4 é proposta uma metodologia para implementação e simulação da técnica de eliminação das retro-reflexões que são geradas em conjuntos ópticos comuns à iluminação

e ao imageamento da retina. Os resultados destas simulações, assim como a descrição do sistema óptico de iluminação, são apresentados neste mesmo capítulo.

O sistema óptico de imageamento da retina, assim como todas as análises de desempenho e de tolerância, são apresentados no capítulo 5. Na ocasião também se discorre sobre uma metodologia para a obtenção de soluções ótimas no projeto de sistemas imageadores, que envolve o monitoramento e controle de alguns parâmetros do conjunto ao longo de sua otimização, fazendo com que os componentes sejam menos sensíveis aos erros introduzidos pelos processos de fabricação e montagem.

No capítulo 6 são apresentados, discutidos e comparados os resultados finais de exames de retinografia aneriítra e colorida e de angiografia fluoresceínica, que foram obtidos com o produto finalizado e autorizado pela ANVISA, o retinógrafo digital Kiron.

O capítulo 7 trata da conclusão deste trabalho.

2 Modelo radiométrico

Conhecer as condições e os parâmetros radiométricos presentes na operação de um instrumento óptico é um passo fundamental para que se possa inferir a viabilidade do processo de detecção da radiação. A partir de modelos radiométricos, mais do que comprovar esta viabilidade, é possível encontrar valores e condições ótimas para as variáveis e os parâmetros do sistema, combinando um desempenho eficaz com um custo coerente e, no caso de equipamentos médicos, segurança para o paciente e facilidade para o operador.

São muitos os parâmetros envolvidos em uma análise radiométrica criteriosa, e quando se está disposto a realizá-la o objetivo ultrapassa os limites da verificação de primeira ordem da viabilidade do propósito do processo de detecção; no caso em que são utilizados detectores de luz, usualmente almeja-se poder inferir o sinal elétrico ou a relação sinal-ruído, *SNR*, gerada nos elementos sensitivos para cada uma das possíveis condições de imageamento. Para tal simulação, um dos possíveis caminhos está fundamentado na contagem da média do número de fótons que atingem um elemento sensitivo por unidade de tempo e por unidade de área, ou seja, é preciso conhecer como os parâmetros e variáveis do sistema afetam a irradiância no plano do sensor.

Neste capítulo será apresentado o desenvolvimento de um modelo radiométrico e os seus resultados, que relacionam a energia radiante incidente em um elemento sensitivo com parâmetros conhecidos e variáveis do sistema. Além disso, conhecendo os ruídos associados ao processo de detecção, este mesmo conceito foi generalizado para a simulação da *SNR*. Para o desenvolvimento e entendimento destes modelos, no início do capítulo são apresentados conceitos básicos de radiometria.

É importante ressaltar que, em paralelo à busca de determinação das condições ótimas que ofereçam o melhor desempenho para o equipamento, deve-se levar em conta a plena segurança do paciente, sendo esta ditada por meio de normas internacionais regulamentadoras^{11,12}. É possível que o caminho de otimização de desempenho do equipamento indicado pelas análises radiométricas não seja coerente com as necessidades impostas pelas normas regulamentadoras. Por este motivo, é adequado que estas duas frentes sejam trabalhadas em paralelo na busca da melhor solução para o produto.

Além disso, é notável a existência de parâmetros fundamentais do equipamento que estão presentes no modelo radiométrico e que também são críticos para o limite de resolução das imagens e para a técnica de eliminação das retro-reflexões. No entanto, devido ao grande

número de informação e para que se possa apresentar os resultados de maneira mais organizada, este capítulo é destinado apenas a apresentação dos modelos radiométricos e de seus resultados.

2.1 Conceitos básicos de radiometria

Para aplicar os conceitos de radiometria é necessário antes apresentar algumas quantidades radiométricas fundamentais. A apresentação será sucinta e um tratamento detalhado do assunto pode ser encontrado na referência 6.

2.1.1 Quantidades Fundamentais

Na Tabela 4 são apresentadas as quantidades radiométricas básicas que serão desenvolvidas nesta sessão. Em primeiro lugar é necessário definir a quantidade radiométrica mais fundamental, e pela qual todas as outras são derivadas, que é a energia radiante Q . Esta quantidade se refere à energia total que está contida em um campo de radiação. Sua densidade volumétrica é definida como:

$$u = \frac{dQ}{dV}$$

onde dQ é a quantidade de energia radiante presente no elemento de volume dV . O fluxo radiante ϕ , muitas vezes também chamado de potência, é a variação da energia radiante no intervalo de tempo dt .

Os conceitos de emitância, M , e irradiância, E , são similares, sendo ambos relacionados com a distribuição da potência do campo em elementos de área de superfícies reais ou imaginárias. A distinção, como o próprio nome sugere, é que a emitância caracteriza a potência por unidade de área que deixa uma superfície emissora enquanto que irradiância trata da potência por unidade de área que incide em uma superfície:

$$M = \frac{d\phi_{out}}{dA}$$

$$E = \frac{d\phi_{in}}{dA}$$

Tabela 4 - Resumo das quantidades radiométricas fundamentais.

Quantidade	Símbolo	Definição	Unidade
Energia radiante	Q	$\int \phi dt$	J
Densidade de energia radiante	u	dQ/dV	J / m^3
Fluxo radiante (potência)	ϕ	dQ/dt	W
Emitância	M	$d\phi/dA$	W / m^2
Irradiância	E	$d\phi/dA$	W / m^2
Radiância	L	$d^2\phi/dA_{proj}d\Omega$	$W / m^2 sr$
Intensidade radiante	I	$d\phi/d\Omega$	W / Sr

A radiância é o fluxo por unidade de área projetada por unidade de ângulo sólido que deixa a superfície de uma fonte ou qualquer outra superfície de referência. Este é um conceito que se destaca devido ao grande número de propriedades que utilizam esta quantidade, devido principalmente a sua preservação em todo o caminho óptico que não possui perdas⁶. Sua expressão é dada por:

$$L = \frac{d^2\phi}{dA_{proj}d\Omega}$$

onde $dA_{proj} = dA \cos\theta$, e θ é o ângulo entre a normal da superfície emissora e a direção de observação, conforme pode ser visto na Figura 7.

Como última quantia fundamental, a intensidade radiante é definida como o fluxo por unidade de ângulo sólido que é emitido por uma fonte:

$$I = \frac{d\phi}{d\Omega}$$

Todas estas quantidades referem-se a energia total do campo de radiação no que diz respeito a sua composição espectral e, além disso, todas elas são funções do comprimento de onda. Por exemplo, a potência total incidente em uma superfície nada mais é do que a integral de sua equivalente potência espectral em todo o espectro de emissão da fonte:

$$\phi = \int_0^\infty \phi_\lambda d\lambda$$

Figura 7 - Quantidades geométricas para a definição da radiância.

2.1.2 Superfícies lambertianas

Uma superfície é dita lambertiana quando a sua radiância é independente do ângulo de observação. De maneira extremamente simplificada, pode-se separar as superfícies refletoras dentre três tipos principais: As que refletem especularmente, as direcionais e as completamente difusas, ditas lambertianas, como é mostrado na Figura 8.

Figura 8 - Superfícies refletoras dos tipos especular, direcional e difusa.

Muitas superfícies naturais são aproximadas para o caso lambertiano em análises radiométricas, não apenas pela imediata simplificação matemática de se trabalhar com a radiância uniforme, mas pela própria semelhança das características de emissão ou espalhamento de tais superfícies. Uma folha de papel, por exemplo, pode ser uma boa aproximação para superfícies deste tipo.

Neste trabalho as superfícies lambertianas assumem um papel muito importante, principalmente no tratamento da reflectância espectral da retina humana, onde é admitida esta característica para esta região do olho⁷.

A Figura 9 mostra uma fonte planar lambertiana de área A_0 e radiância uniforme L_0 . Neste caso, a intensidade radiante é dada por:

$$I = \int_{\text{fonte}} L_0 \cos\theta dA$$

Figura 9 - Fonte lambertiana planar de área A_0 e radiância L_0 .

Como o integrando é constante, a integral é trivial e o resultado pode ser apresentado da seguinte maneira:

$$I = I_0 \cos\theta$$

onde I_0 substituiu o produto $L_0 A_0$. Vale lembrar que a diminuição da intensidade radiante em função do termo cosseno na expressão se deve exclusivamente a dimensão finita da fonte e a consequente diminuição de área projetada com o aumento do ângulo de observação.

2.1.3 Irradiância de imagens

Para encontrar expressões que relacionem a irradiância no plano imagem com características do sistema óptico e da fonte, será utilizado o esquema da Figura 10, onde o elemento de área dA_0 é uma fonte de luz que passa por um sistema óptico paraxial produzindo uma imagem no elemento de área dA_I .

Figura 10 - Irradiância de uma imagem.

A irradiância será obtida por meio do cálculo do fluxo de radiação que sai da fonte e atinge o elemento de área dA_1 :

$$d^2\phi = L_0 dA_0 \cos\theta d\Omega$$

$$d^2\phi = 2\pi L_0 dA_0 \sin\theta \cos\theta d\theta$$

sendo que na última igualdade foi substituído o elemento de ângulo sólido em coordenadas esféricas $d\Omega = \sin\theta d\theta d\varphi$ e foi realizada a integração em φ de 0 a 2π . Desta forma, o fluxo coletado será:

$$d\phi = 2\pi L_0 dA_0 \int_0^{\theta_0} \sin\theta \cos\theta d\theta$$

$$d\phi = 2\pi L_0 dA_0 \int_0^{\theta_0} \sin\theta d(\sin\theta)$$

$$d\phi = \pi L_0 dA_0 \sin^2\theta_0 \quad (1)$$

A irradiância no plano imagem será dada por:

$$E_1 = \frac{d\phi}{dA_1} = \pi L_0 \frac{dA_0}{dA_1} \sin^2\theta_0$$

Substituindo-se a razão dA_0/dA_1 pelo inverso do quadrado da magnificação do sistema óptico, a expressão da irradiância toma a seguinte forma:

$$E_1 = \frac{\pi L_0}{M_{optics}^2} \text{sen}^2 \theta_0 \quad (2)$$

As expressões (1) e (2) que revelam, dentre outros fatores, a proporcionalidade do fluxo e da irradiância no plano imagem com o quadrado da abertura numérica no espaço objeto, serão utilizadas no desenvolvimento que é apresentado a seguir.

2.2 Obtenção da irradiância, fluxo e energia radiante no sensor de imagem

Nesta sessão serão desenvolvidas expressões para a irradiância, fluxo e energia radiante incidentes no sensor de imagem em função de uma série de parâmetros construtivos do equipamento. Este é um passo fundamental para que se possa simular o sinal elétrico gerado no sensor de imagem e a sua relação sinal-ruído em função de parâmetros conhecidos que, em muitos casos, estão associados a componentes ou dispositivos substituíveis, fazendo com que esta abordagem possa direcionar um plano de ações para uma melhora do desempenho sistêmico.

Para o entendimento dos parâmetros envolvidos na demonstração será utilizada a Figura 11, que representa a captação da radiação emitida por um elemento de área dA_0 da retina em um meio de índice de refração n_0 . A determinação do ângulo sólido de captação, simbolizado pelo ângulo θ_0 é, na realidade, definido pela íris do equipamento, que foi omitida nesta figura por simplificação. O sistema óptico de imageamento da retina foi substituído por um sistema equivalente, possuindo o mesmo comprimento focal efetivo e a mesma transmitância do sistema real, e que forma uma imagem com um elemento de área dA_1 no plano do sensor de imagem. A abertura numérica no espaço imagem será definida pelo ângulo θ_1 e pelo índice de refração n_1 , que será o índice de refração do ar.

Pela equação (1), o fluxo de radiação emitido pelo elemento de área dA_0 é dado por:

$$d\phi_0 = \pi L_0 dA_0 \text{sen}^2 \theta_0$$

Neste caso, o fluxo de radiação que sai de fonte e que é capturado pelo conjunto óptico não será o mesmo que atinge o detector, pois serão computadas as perdas existentes no caminho óptico. O fluxo de radiação em dA_1 será dado por:

Figura 11 - Imageamento da retina por um sistema óptico equivalente.

$$d\phi_1 = \tau_{optics} d\phi_0$$

onde τ_{optics} é a transmitância de todo o conjunto óptico.

A princípio, a radiância L_0 da retina poderia ser entendida como uma incógnita, no entanto, quando: $\theta_0 \rightarrow \pi/2$, o fluxo emitido pelo elemento de área e que é capturado pelo conjunto óptico atinge seu valor máximo: $d\phi_0 \rightarrow d\phi_0^{max} = \pi L_0 dA_0$. Por outro lado, este mesmo fluxo pode ser relacionado com os dados experimentais de reflectância espectral da retina da seguinte forma⁷:

$$d\phi_0^{max} = R_{ret}(\lambda) d\phi_{ilum}$$

onde $R_{ret}(\lambda)$ é a reflectância espectral da retina humana, o lambda em parênteses foi explicitado neste caso para reforçar a forte dependência deste parâmetro com o comprimento de onda, e $d\phi_{ilum}$ é a potência que incide em dA_0 devido ao sistema de iluminação do equipamento. Desta forma:

$$L_0 = \frac{d\phi_0^{max}}{\pi dA_0} = \frac{R_{ret} d\phi_{ilum}}{\pi dA_0}$$

$$L_0 = \frac{R_{ret} E_{ilum}}{\pi} \quad (3)$$

onde E_{ilum} é a irradiância incidente na retina, dada por $E_{ilum} = d\phi_{ilum}/dA_0$.

A irradiância no plano imagem, que coincide com o plano do sensor, é dada por:

$$E_1 = \frac{d\phi_1}{dA_1} = \tau_{optics} \frac{d\phi_0}{dA_1} = \tau_{optics} \frac{\pi L_0}{M_{optics}^2} \text{sen}^2 \theta_0$$

sendo que na última igualdade foi substituído o resultado para a irradiância presente em (2). Incluindo o resultado de (3), a expressão para irradiância no plano imagem toma a seguinte forma:

$$E_1 = \frac{\tau_{optics} R_{ret} \text{sen}^2 \theta_0}{M_{optics}^2} E_{ilum} \quad (4)$$

Consequentemente, o fluxo de radiação que atinge um pixel do sensor de imagem segue imediatamente por:

$$\phi_{pixel} = E_1 S_{pixel} = \frac{\tau_{optics} R_{ret} S_{pixel} \text{sen}^2 \theta_0}{M_{optics}^2} E_{ilum} \quad (5)$$

onde S_{pixel} é a área de um pixel. A expressão para a energia radiante que incide em um pixel é:

$$Q_{pixel} = \phi_{pixel} t_{int} = \frac{\tau_{optics} R_{ret} S_{pixel} t_{int} \text{sen}^2 \theta_0}{M_{optics}^2} E_{ilum} \quad (6)$$

onde t_{int} é o tempo de integração da radiação no elemento sensível do sensor.

Restam ainda dois termos presentes nas equações (4), (5) e (6) que podem gerar controvérsias em sua determinação: θ_0 , que define o ângulo sólido de captação da radiação proveniente da retina, e a magnificação imposta pelo sistema óptico, M_{optics} .

Em relação ao ângulo sólido de captação, como θ_0 é pequeno, pode-se fazer a seguinte aproximação:

$$\text{sen}^2 \theta_0 \cong \tan^2 \theta_0 = \left(\frac{D_{pupil}}{2 \times D_{retina-pupil}} \right)^2 \quad (7)$$

onde D_{pupil} é o diâmetro de captação da radiação proveniente da retina na pupila do olho e $D_{retina-pupil}$ é a distância da retina até a pupila do olho, determinada pelo modelo de olho Navarro-Escudero⁸, onde $D_{retina-pupil} = 20.3203 \text{ mm}$.

Para realizar uma transformação no termo da magnificação do conjunto óptico, M_{optics} , deve-se observar a Figura 12, que embora seja muito parecida com a Figura 11, os parâmetros necessários para o cálculo da magnificação estão mais evidentes.

Figura 12 - Derivação da magnificação óptica imposta pelo conjunto de imageamento.

Quando um tratamento paraxial é utilizado para descrever o processo de imageamento da retina, é interessante dividir o sistema óptico em dois conjuntos equivalentes: o primeiro substituindo a óptica do olho humano e o segundo todo o conjunto óptico de imageamento.

Como a óptica do olho humano tem a propriedade de focalizar a radiação colimada na retina, pelo princípio da reversibilidade dos raios, a emissão de luz de um ponto objeto neste tecido, quando atravessa a óptica do olho, o deixa também com os raios de luz colimados. Assim, dado o campo de visada do equipamento, é possível determinar a altura máxima da retina que será imageada da seguinte forma:

$$h = \tan(\theta_{max}) \times EFL_{eye} / n_{eye}$$

onde h é a altura máxima da retina e EFL_{eye} e n_{eye} são, respectivamente, o EFL e o índice de refração do humor vítreo do olho humano, obtidos pelo modelo de olho Navarro-Escudero⁸:

$$\begin{aligned} EFL_{eye} &= 16.5232mm \\ n_{eye} &= 1.336 \end{aligned}$$

Como os raios que saem do olho atingem o sistema óptico colimados, a altura da imagem no sensor é obtida de maneira análoga:

$$h' = \tan(\theta_{m\acute{a}x}) \times EFL_{optics}$$

Desta forma, o módulo da magnificação do sistema óptico fica caracterizado por:

$$|M_{optics}| = \frac{h'}{h} = \frac{n_{eye} EFL_{optics}}{EFL_{eye}}$$

Posteriormente será mais intuitivo substituir o EFL do conjunto óptico por:

$$EFL_{optics} = \frac{R_{masc}}{\tan(FOV/2)}$$

onde $FOV/2$ é a metade do campo de visada do equipamento, equivalente a $\theta_{m\acute{a}x}$, e R_{masc} é uma generalização para a altura da imagem h' formada pelo sistema óptico que, conforme será abordado no próximo capítulo, trata-se do raio de máscara utilizada. Neste trabalho são consideradas duas possibilidades para este parâmetro: a primeira considera que o raio da máscara é igual à metade da dimensão vertical de imageamento do sensor, enquanto que a segunda considera que o raio da máscara excede a dimensão vertical de imageamento do sensor por um fator de 10%, sendo útil quando o sensor não é quadrado. As duas possibilidades são apresentadas abaixo:

$$\begin{cases} R_{masc}^{(1)} = \frac{Res(V) \times L_{pixel}}{2} \\ R_{masc}^{(2)} = \frac{1.1 Res(V) \times L_{pixel}}{2} \end{cases} \quad (8)$$

onde, $Res(V)$ é a resolução vertical do sensor de imagem utilizado e L_{pixel} é dimensão do pixel.

Admitindo a utilização de sensores quadrados, a máscara do tipo 1 é utilizada e o módulo da magnificação imposta pelo imageamento pode ser substituída por:

$$|M_{optics}| = \frac{n_{eye} Res(V) \times L_{pixel}}{2 EFL_{eye} \tan (FOV/2)} \quad (9)$$

Introduzindo os resultados de (7) e (9) em (4), (5) e (6) são obtidas expressões para a irradiância, fluxo e energia radiante incidente em um pixel que relacionam parâmetros do sistema facilmente conhecidos, conforme segue abaixo:

$$E_1 = \tau_{optics} R_{ret} E_{ilum} \left[\frac{D_{pupil}}{D_{retina-pupil}} \times \frac{EFL_{eye} \tan (FOV/2)}{n_{eye} Res(V) L_{pixel}} \right]^2 \quad (10)$$

$$\phi_{pixel} = \tau_{optics} R_{ret} E_{ilum} \left[\frac{D_{pupil}}{D_{retina-pupil}} \times \frac{EFL_{eye} \tan (FOV/2)}{n_{eye} Res(V)} \right]^2 \quad (11)$$

$$Q_{pixel} = \tau_{optics} R_{ret} E_{ilum} t_{int} \left[\frac{D_{pupil}}{D_{retina-pupil}} \times \frac{EFL_{eye} \tan (FOV/2)}{n_{eye} Res(V)} \right]^2 \quad (12)$$

2.3 Razão Q_{pixel}/Q_{sat}

A primeira consideração relevante a respeito da viabilidade de detecção dos fótons emitidos por uma fonte é dada pela razão da energia radiante que incide em um pixel com relação a energia radiante que promove a sua saturação, Q_{pixel}/Q_{sat} . A energia radiante incidente em um pixel é dada pela equação (12), e a energia radiante que promove a saturação do elemento sensitivo tem a seguinte forma:

$$Q_{sat} = n_{sat} Q_{foton} = \frac{N_{sat}}{\eta_{sensor}} Q_{foton}$$

onde n_{sat} é o número de fótons necessários para a saturação do pixel, que é dado pela razão N_{sat}/η_{sensor} , sendo N_{sat} o número de portadores de carga do elemento sensitivo que promove a sua saturação, η_{sensor} a eficiência quântica do sensor e Q_{foton} a energia do fóton incidente, dada por:

$$Q_{foton} = \frac{hc}{\lambda}$$

onde h é a constante de Planck, c é a velocidade da luz e λ é o comprimento de onda da radiação. Assim:

$$\frac{Q_{pixel}}{Q_{sat}} = \frac{\tau_{optics} R_{ret} E_{illum} t_{int} \eta_{sensor}}{N_{sat} Q_{foton}} \left[\frac{D_{pupil}}{D_{retina-pupil}} \times \frac{EFL_{eye} \tan(FOV/2)}{n_{eye} Res(V)} \right]^2 \quad (13)$$

2.4 Relação sinal-ruído

Para a adequada captação das imagens é necessário que o fluxo de fótons incidente no sensor gere um número de portadores de carga que sejam suficientemente maiores do que a sua própria flutuação estatística e do que o número de portadores espúrios gerados pelo dispositivo. Os portadores gerados como consequência do fluxo de fótons proveniente do objeto caracteriza o sinal do dispositivo, após serem convertidos em tensão elétrica e posteriormente digitalizados, enquanto que as fontes de ruído se apresentam de duas formas principais: ruídos estatísticos que são inerentes ao processo de detecção de fótons e ruídos eletrônicos do dispositivo de captação. A forma básica da expressão para a relação sinal-ruído é apresentada na referência (9), sendo do tipo:

$$SNR = \frac{n_{photon\ flux}}{\sqrt{n_{photon\ flux} + n_{device}}} \quad (14)$$

onde SNR é a relação sinal-ruído, $n_{photon\ flux}$ é o número de portadores gerados no elemento sensível devido ao fluxo de fótons proveniente do objeto e n_{device} é o número de portadores espúrios gerados pelo dispositivo.

O número de portadores de carga gerados em função do fluxo de radiação proveniente do objeto tem a seguinte dependência:

$$n_{photon\ flux} = \frac{\phi_{pixel} \eta_{CCD} t_{int}}{Q_{foton}} \quad (15)$$

Neste trabalho serão consideradas as seguintes fontes de ruído para o processo de detecção:

- **Ruído Fotônico:** Esta é uma fonte de ruído fundamental que está associada com a natureza discreta do campo de radiação e que se manifesta pela aleatoriedade do processo de emissão e detecção de fótons, sendo governada pela estatística de Poisson⁶. Este ruído estaria presente mesmo no caso da utilização de um sensor de fótons ideal do ponto de vista eletrônico, no sentido de não produzir corrente elétrica

quando não há campo de radiação incidente e que não introduz nenhum tipo de ruído ao sinal, de maneira que o único ruído da detecção está relacionado com a própria aleatoriedade do tempo de emissão e detecção dos fótons. Desta forma, mesmo que o objeto emita fótons com uma taxa média conhecida, devido ao fato de que a detecção se dá em um tempo finito, dado por t_{int} , e dada a natureza probabilística do processo de emissão, o número de fótons emitidos e detectados no intervalo de tempo t_{int} é uma flutuação em torno de um valor médio. A consequência disso é um limite para a SNR , imposta pelo chamado ruído fotônico, também conhecido por *photon noise* ou *shot noise*. Na ausência de todos os outros ruídos, a SNR é dada por^{6,9}:

$$SNR_{photon\ noise} = \frac{n_{photon\ flux}}{\sqrt{n_{photon\ flux}}} = \sqrt{n_{photon\ flux}}$$

Ou seja, o valor máximo da SNR será dada por:

$$SNR_{max} = \sqrt{n_{sat\ sensor}} \quad (16)$$

onde $n_{sat\ sensor}$ é o número de portadores de carga necessários para a saturação do elemento sensível. Ou seja, se o sinal de saturação do pixel for de 10000 elétrons, o limite da SNR é de 100.

- **Corrente de escuro:** É uma consequência da variação estatística da geração de elétrons na estrutura de silício do CCD como consequência de efeitos térmicos. De maneira análoga ao ruído fotônico, a corrente de escuro também obedece a distribuição estatística de Poisson, fazendo com que o número de *elétrons térmicos* gerados dependam do tempo de integração⁹.

Mais especificamente para CCDs construídos com arquitetura do tipo *interline*, a geração de *elétrons térmicos* é dependente da corrente de escuro dos elementos sensíveis assim como da corrente de escuro vertical do CCD, como segue:

$$n_{e,t} = i_{dark\ fotodiode} \times t_{int} + i_{dark\ sensor\ vertical} \times t_{read} \quad (17)$$

sendo $n_{e,t}$ o número de elétrons térmicos gerados, $i_{dark\ fotodiode}$ é a corrente de escuro do fotodiodo em *elétrons / pixel / segundo*, t_{int} é o tempo de integração em

segundos, $i_{dark\ sensor\ vertical}$ é a corrente de escuro vertical do CCD em *elétrons / pixel / segundo* e t_{read} é o tempo de leitura de um frame do CCD em segundos.

Embora neste trabalho o sensor de imagem tenha sido operado com dissipador térmico utilizando convecção forçada por ventilação, sem refrigeração, é preciso ressaltar a forte dependência da corrente de escuro do dispositivo com a sua temperatura. Existe uma fórmula empírica para descrever a relação entre temperatura e corrente de escuro produzida por um sensor do tipo CCD⁹, sendo útil para determinação da temperatura de operação na qual se a corrente de escuro atinge níveis desprezíveis:

$$i_{dark} = 2.5 \times 10^{15} \times S_{pixel} \times i_{dark}(300K) \times T^{1.5} \times e^{-E_g/2kT}$$

onde i_{dark} é a corrente de escuro em *elétrons / pixel / segundo*; S_{pixel} é a área do pixel em cm^2 , $i_{dark}(300K)$ é a corrente de escuro em 300 K, T é a temperatura em K, k é a constante de Boltzmann e E_g é o band gap na temperatura T, dado por:

$$E_g = 1.1557 - \frac{7.021 \times 10^{-4} \times T^2}{1108 - T}$$

- **Ruído de leitura:** É fruto do processo de conversão dos portadores de carga nos elementos sensíveis em um sinal de tensão elétrica e a sua posterior digitalização, por meio de um ADC (Conversor Analógico-Digital), sendo altamente dependente da eletrônica do dispositivo^{9,10}. Normalmente, o ruído de leitura é expresso pelo número de elétrons *RMS* que são gerados, e neste trabalho será expresso por n_r .

Levando em conta essas fontes de ruído, pode-se introduzir o resultado obtido em (17) no termo N_{device} da expressão (14), de maneira que:

$$n_{device} = n_{e,t} + n_r^2 = i_{dark\ fotodiode} \times t_{int} + i_{dark\ sensor\ vertical} \times t_{read} + n_r^2$$

Introduzindo este resultado e a expressão (15) em (14), chega-se na seguinte expressão para a SNR:

$$SNR = \frac{(\phi_{pixel} \eta_{CCD} t_{int}) / Q_{foton}}{\sqrt{(\phi_{pixel} \eta_{sensor} t_{int}) / Q_{foton} + i_{dark\ fotodiode} \times t_{int} + i_{dark\ sensor\ vertical} \times t_{read} + n_r^2}} \quad (18)$$

E, conforme equação (10), o fluxo de radiação incidente em um pixel, ϕ_{pixel} , é dado por:

$$\phi_{pixel} = \tau_{optics} R_{ret} E_{ilum} \left[\frac{D_{pupil}}{D_{retina-pupil}} \times \frac{EFL_{eye} \tan(FOV/2)}{n_{eye} Res(V)} \right]^2$$

A expressão (18) será utilizada nas simulações da relação sinal-ruído, no entanto, as seguintes observações devem ser feitas:

- Foi desprezada a existência de radiação de fundo que poderia atingir o plano focal e gerar não uniformidades na imagem. Neste caso, o fluxo de radiação que atinge um pixel deve ser somado com o fluxo da radiação de fundo $\phi_{pixel}^{background}$, de modo que a expressão para a SNR toma a seguinte forma:

$$SNR = \frac{(\phi_{pixel} + \phi_{pixel}^{background}) \eta_{sensor} t_{int} / Q_{foton}}{\sqrt{(\phi_{pixel} + \phi_{pixel}^{background}) \times (\eta_{sensor} t_{int} / Q_{foton}) + i_{dark fotodiode} \times t_{int} + i_{dark sensor vertical} \times t_{read} + n_r^2}}$$

- Em casos onde o fluxo de radiação proveniente do objeto é muito pequeno, pode-se utilizar um recurso para aumentar a SNR que é presente em grande parte dos sensores de imagem chamado de *binning*⁹. Esta função é implementada no chip do sensor, sendo que o aumento do sinal proveniente dos elementos sensitivos se dá mediante diminuição de sua resolução espacial; deste modo, os portadores de carga de pixels adjacentes são somados para promover o sinal de um pixel resultante, com dimensões maiores que os anteriores. Se for implementado um *binning* de 2 X 2, por exemplo, o sinal do pixel resultante é quatro vezes maior, admitindo que todos tenham sinais iguais, embora a resolução espacial fique quatro vezes menor e a corrente de escuro também aumente. Outro fator positivo do *binning*, além de aumentar a SNR da captação de imagens com baixo fluxo de fótons em limitados intervalos de tempo, é o aumento do *frame rate* da câmera, dado o menor número de pixels da matriz do sensor que necessitam ser lidos. A expressão para a SNR , levando-se em conta o *binning* e a radiação de fundo, toma a seguinte forma:

$$SNR = \frac{n_{binning} (\phi_{pixel} + \phi_{pixel}^{background}) \eta_{sensor} t_{int} / Q_{foton}}{\sqrt{N_{binning} (\phi_{pixel} + \phi_{pixel}^{background}) \times (\eta_{sensor} t_{int} / Q_{foton}) + N_{binning} (i_{dark fotodiode} \times t_{int} + i_{dark sensor vertical} \times t_{read}) + n_r^2}}$$

onde $n_{binning}$ representa o número de pixels em binning, que no caso de 2 X 2 são 4 e assim por diante.

Para as análises posteriores de SNR , a radiação de fundo e o $binning$ serão negligenciados sem que isto acarrete em perda de generalidade, pois se necessário basta que os respectivos termos sejam acrescentados.

2.5 Condições das simulações

Antes de apresentar os resultados das simulações é preciso descrever as condições nas quais elas foram realizadas, com ênfase nas características relevantes do sensor de imagem, das fontes de luz, dos dados de reflectância espectral da retina e de considerações do sistema óptico.

2.5.1 Sensor de imagem utilizado

Foi proposta a utilização do CCD monocromático KAI-11002, Truesense para ser utilizado como sensor de imagem do equipamento, levando-se em conta principalmente sua resolução espacial de quase 11 megapixels, *frame-rate* relativamente alto, dado por 5 *fps* (*frames* por segundo) quando operado sem binning, o fato de ser monocromático e a sua curva de eficiência quântica espectral ser razoável para o espectro visível, oferecendo também possibilidades no infravermelho próximo. Este foi o sensor utilizado nos primeiros protótipos e nas primeiras unidades comerciais do produto e na Tabela 5 encontram-se os parâmetros necessários para as análises subsequentes e que estão presentes no *datasheet* comercial deste dispositivo.

Tabela 5 - Parâmetros do CCD KAI-11002, Truesense.

Resolução	4008 (H) × 2672 (V) = 10.7 Megapixels
Aspecto	3/2
Monocromático	Sim
Dimensão do pixel	9.0 μm (H) × 9.0 μm (V)
Diagonal da região imageadora	43.3 mm
Sinal de saturação	60000 e^-
Pico da eficiência quântica	50% @ 500 nm
Corrente de escuro do fotodiodo	800 $e^-/\text{p/s}$ *
Corrente de escuro vertical	3800 $e^-/\text{p/s}$ *
Ruído de leitura	23 $e^- \text{ RMS}$ *, **
Tempo de leitura	142 ms sem binning 71 ms com binning 2 X 2
t_{int} ***	55 ms

* Na temperatura de 40 ° C.

** Informado pelo fabricante.

*** Quando o tempo de integração não é uma variável ele foi simulado em 55 ms.

Na Figura 13 é exibido o gráfico da eficiência quântica espectral deste sensor.

Figura 13 - Eficiência quântica espectral do CCD KAI-11002, Truesense.

2.5.2 Fontes de luz utilizadas

Nos protótipos e nas primeiras unidades comerciais entregues foram utilizados cinco tipos de LEDs como fontes de luz para o equipamento. Os três LEDs que compõe o conjunto RGB PhlatLight PT120, Luminus, são utilizados na captação das fotos colorida e *Red-Free*. O LED na cor ciano, em 505 nm, modelo Luxeon Rebel, Philips, é utilizado no exame de FA, captando a fluorescência da fluoresceína, e, para fazer a previsão das imagens no infravermelho próximo em 780 nm, o modelo LED780-66-16100, Roithner. Nas análises seguintes não será tratado o caso de captação da fluorescência, de maneira que o LED na cor ciano será desprezado.

Para simplificar a análise de cada uma destas fontes, as faixas espectrais de emissão foram desprezadas, considerando-se apenas o pico de emissão das fontes. Na Figura 14 é exibido o espectro de emissão dos LEDs RGB, com picos de emissão respectivamente em 624nm, 528nm e 464nm e largura em meia altura de 18nm, 38nm e 21nm e do LED infravermelho com pico de emissão em 780 nm e largura em meia altura de 30 nm.

Figura 14 - Espectros de emissão normalizados para os LEDs RGB PhlatLight PT120, Luminus e LED infravermelho modelo LED780-66-16100, Roithner.

2.5.3 Reflectância espectral da retina humana

Conforme as expressões (11), (13) e (18) deste capítulo, conhecer a reflectância espectral da retina humana é fundamental para a realização das análises radiométricas.

Os dados para a reflectância espectral da retina nas regiões da fóvea, perifóvea e nasal foram obtidas dos trabalhos de Delori e Plifbsen, 1989,⁷ sendo apresentados de maneira gráfica na Figura 15.

Figura 15 - Reflectância espectral da retina humana⁷.

2.5.4 Considerações ópticas

Além das características do sensor, das fontes de luz e da reflectância da retina que foram apresentados anteriormente, em todas as simulações os parâmetros ópticos presentes Tabela 6 permaneceram fixos, sendo N_{lens} o número de lentes existentes no sistema óptico de imageamento da retina, τ_{surf} é a transmitância de uma interface óptica, S_{retina} a área iluminada da retina e $n_{vitreous}$ o índice de refração do humor vítreo.

Para determinar a transmitância do conjunto óptico a absorção da luz nos substratos das lentes foi menosprezada, tendo em vista a pequena fração da radiação que é absorvida neste espectro para a maioria dos vidros ópticos. Desta forma, a transmitância é dada por:

$$\tau_{optics} = \tau_{surf}^{2N_{lens}}$$

Como em todas as lentes são aplicados filmes anti-reflexo, nestas simulações utilizou-se $\tau_{surf} = 0.985$, como uma média no espectro e nos ângulos de incidência da radiação. Além disso, foi considerado que $N_{lens} = 16$, de tal forma que $\tau_{optics} = 0.985^{2 \times 16} = 61.65\%$.

Tabela 6 - Parâmetros ópticos fixos nas análises de SNR e Q_{pixel}/Q_{sat} .

τ_{surf}	0.985
N_{lentes}	16
$\tau_{optics} = \tau_{surf}^{2N_{lens}}$	61.65%
$D_{retina-pupil}$	20.3203 mm
EFL_{eye}	16.523 mm
$n_{eye} \sim n_{vitreous}$	1.336
FOV	45°
$S_{retina} = 2\pi rh$	1.2562 cm ²

Para determinar a irradiância incidente na retina, E_{ilum} , é necessário calcular a área da calota esférica iluminada, uma vez que a potência incidente e a energia radiante são grandezas consideradas conhecidas ou facilmente mensuráveis para o equipamento. A irradiância é dada por:

$$E_{ilum} = \frac{\phi_{retina}}{S_{retina}}$$

Sendo que a área da calota esférica iluminada na retina é dada por:

$$S_{retina} = 2\pi rh$$

onde os parâmetros r e h são apresentados na Figura 16, sendo r é o raio da retina, que pelo modelo de olho utilizado é de 12.00 mm, e $h = r - \sqrt{r^2 - a^2}$. O parâmetro a está relacionado com o campo de visada do instrumento e do EFL_{eye} , considerando-se que apenas a região de imageamento da retina é iluminada. Este parâmetro foi obtido através do modelo de olho

Navarro-Escudero⁸, utilizando um ângulo de entrada de $\theta_{max} = 22.5^\circ = FOV/2$, conforme pode ser visto na Figura 17, onde foi obtido um valor de: $a = 6.1 \text{ mm}$.

Desta forma:

$$\begin{aligned}
 S_{retina} &= 2\pi r h = 2\pi r \left(r - \sqrt{r^2 - a^2} \right) \\
 S_{retina} &= 2\pi \times 12 \times \left(12 - \sqrt{12^2 - 6.1^2} \right) \\
 S_{retina} &\cong 125.62 \text{ mm}^2 = 1.2562 \text{ cm}^2
 \end{aligned} \tag{19}$$

Figura 16 - Geometria para cálculo de área de calota esférica.

Figura 17 - Obtenção do parâmetro a , envolvido na determinação da irradiância incidente na retina, pelo modelo de olho Navarro-Escudero.

2.6 Resultados

As previsões do modelo são apresentadas principalmente de maneira gráfica, relacionando a SNR e a razão Q_{pixel}/Q_{sat} com o fluxo e irradiância incidente na retina, tempo de integração e, em alguns casos, introduzindo *binning* 2x2, no imageamento das regiões da fóvea, perifóvea e nasal.

A Figura 18 apresenta gráficos para a razão Q_{pixel}/Q_{sat} em função do fluxo incidente nas regiões da fóvea, perifóvea e nasal, sem *binning* e com *binning* 2x2. O fluxo máximo que atinge a retina é de 120 mW . A característica mais evidente dos resultados é a grande diferença de sinal elétrico gerado nos elementos sensitivos nas bandas de iluminação de 464, 528, 624 e 780 nm , assim como entre as regiões da fóvea, perifóvea e nasal.

É válido ressaltar que nestas análises apenas dois parâmetros apresentam dependência espectral: o sensor de imagem e a reflectância da retina. Embora o CCD KAI-11002 tenha o seu pico de eficiência quântica próximo aos canais azul e verde da iluminação e diminua na região vermelha em infravermelha, conforme pode ser verificado na Figura 13, a explicação para o expressivo sinal elétrico gerado nos elementos sensitivos na região vermelha e infravermelha, em relação a região verde e azul, se deve principalmente a elevada diferença da reflectância da retina nesta região espectral, conforme pode ser verificado na Figura 15. Por meio da expressão (13) é possível estabelecer a seguinte proporcionalidade entre a razão Q_{pixel}/Q_{sat} com os parâmetros espectrais:

$$\frac{Q_{pixel}}{Q_{sat}} \propto \frac{\eta_{sensor} \times R_{ret}}{Q_{foton}}$$

Na Tabela 7 esta proporcionalidade é apresentada para todo o espectro de interesse nas regiões da fóvea, perifóvea e nasal, e os resultados são coerentes com o comportamento relativo entre os dados dos gráficos da Figura 18; observando os dados da tabela é possível saber, por exemplo, que a máxima sensibilidade se dá no imageamento da região nasal com iluminação em 624 nm , e a menor sensibilidade no imageamento da fóvea em 464 nm , oferecendo uma resposta equivalente a 4.3% do caso anterior.

Por meio desta mesma figura pode-se ainda demonstrar a utilidade do emprego do *binning* 2x2 para fazer a pré-visualização das fotos, devido ao aumento de quatro vezes do sinal elétrico gerado nos elementos sensitivos. Neste caso, quando é feita pré-visualização em

780 nm da região do nasal, o nível de saturação é atingindo quando um fluxo de 29.6 mW incide na retina, ao contrário dos 118.4 mW necessários quando o *binning* não é utilizado. Isto representa um ganho para o equipamento, que não precisará de fontes luminosas muito intensas para fazer a pré-visualização, conforto e proteção para o paciente, e também é um aspecto positivo na classificação do equipamento utilizando as normas internacionais regulamentadoras^{11,12}.

Tabela 7 – Dependência espectral da razão Q_{pixel}/Q_{sat} para as regiões da fóvea, perifóvea e nasal.

	λ (nm)	$Q_{foton} \times 10^{-19}$ (J)	η_{sensor}	R_{ret}	$\frac{\eta_{sensor} \times R_{ret}}{Q_{foton} \times 10^{-16}}$	Proporcionalidade normalizada
Fóvea				0.003	0.336	0.043
Perifóvea	464	4.284	0.48	0.008	0.896	0.115
Nasal				0.013	1.457	0.188
Fóvea				0.010	1.221	0.157
Perifóvea	528	3.765	0.46	0.014	1.710	0.220
Nasal				0.019	2.321	0.299
Fóvea				0.041	4.247	0.547
Perifóvea	624	3.186	0.33	0.049	5.075	0.653
Nasal				0.075	7.768	1.000
Fóvea				0.100	5.495	0.707
Perifóvea	780	2.548	0.14	0.110	6.044	0.778
Nasal				0.122	6.703	0.863

Em relação aos gráficos de *SNR*, todos foram avaliados até o valor máximo imposto pelo ruído fotônico, que é de 244.9, sendo calculado pela equação (16), inserindo-se o valor do sinal de saturação do elemento sensetivo de 60000 e^- , que é apresentado na Tabela 5. Além disso, foi utilizada escala logarítmica, pois desta forma o ruído fotônico estabelece um limite de crescimento linear para a *SNR* em função do fluxo, tempo de integração ou irradiância na retina. Desta maneira é mais fácil determinar a condição na qual a *SNR* deixa de estar limitada pelos ruídos eletrônicos do dispositivo e começa a ser limitada pelo ruído fotônico e, é claro, pela eficiência quântica do elemento sensetivo. A consequência negativa da escolha desta escala é a aparência bem similar da maioria dos gráficos, exigindo do leitor mais atenção nos detalhes para observar os valores e comparar os resultados.

Na Figura 19 são exibidos gráficos que relacionam a *SNR* com o fluxo incidente nas regiões da fóvea, perifóvea e nasal, nos comprimentos de onda de 528 nm e 624 nm. Nos gráficos desta figura o limite imposto pelo ruído fotônico na *SNR* é apresentado em linha

tracejada, onde o fluxo varia de $1\mu W$ até 120 mW , sendo que no maior fluxo a SNR tem um valor mínimo de 100.2 na região da fóvea em 528 nm e um valor máximo na região nasal em 624 nm , atingindo a saturação do elemento sensível em $103,4\text{ mW}$.

Os gráficos apresentados na Figura 20 possuem a mesma forma dos gráficos da Figura 19, no entanto, neste caso a SNR é relacionada com a irradiância que atinge as regiões da fóvea, perifóvea e nasal, sendo útil na classificação do equipamento junto as normas regulamentadoras. O valor máximo da irradiância incidente na retina é de $95.5\text{ mW} / \text{cm}^2$, valor obtido pela divisão do fluxo máximo, 120 mW , pela área de imageamento da retina obtida em (19), de 1.2562 cm^2 .

A SNR é relacionada com o tempo de integração das fotos na Figura 21. Neste caso, considerou-se um fluxo constante incidente na retina de 120 mW . Dentre os casos apresentados na figura, e considerando o tempo máximo de integração, de 100 ms , o mínimo valor da SNR foi de 146.3, obtido na região da fóvea em 528 nm , e o máximo foi obtido na região do nasal em 624 nm , atingindo a saturação em um tempo de integração de $42,7\text{ ms}$.

A Figura 22 apresenta um comparativo da SNR em função do fluxo incidente nas regiões da fóvea, perifóvea e nasal em todo o espectro de interesse: 464, 528, 624 e 780 nm . No fluxo máximo de 120 mW a SNR vai de um mínimo de 43.4, na região da fóvea em 464 nm , até um máximo que atinge a saturação em 103.4 mW na região nasal em 624 nm .

A Figura 23 tem o mesmo propósito da Figura 22, no entanto neste caso é aplicado *binning* 2x2, introduzindo um aumento significativo na SNR por meio da diminuição da resolução espacial do sensor. Nesta condição, a SNR vai de um mínimo de 101.5 para a região da fóvea em 464 nm até um máximo que atinge a saturação em 25.7 mW na região nasal em 624 nm .

Figura 18 - Gráficos de Q_{pixel}/Q_{sat} em função da potência incidente na retina para a fóvea, perifóvea e nasal.

Figura 19 - Gráficos de SNR em função da potência incidente na retina para a fóvea, perifóvea e nasal, nos comprimentos de onda de 528 nm e 624 nm.

Figura 20 - Gráficos de SNR em função da irradiância incidente na retina para a fovea, perifovea e nasal, nos comprimentos de onda de 528 nm e 624 nm.

Figura 21 - Gráficos de SNR em função do tempo de integração para a fóvea, perifóvea e nasal, nos comprimentos de onda de 528 nm e 624 nm.

Figura 22 - Comparativo da *SNR* em função da potência incidente na retina, para a fóvea, perifóvea e nasal.

Figura 23 - Comparativo da SNR em função da potência incidente na retina, para a fóvea, perifóvea e nasal, com *binning* 2x2.

2.7 Conclusão parcial

Com os resultados gráficos apresentados neste capítulo é possível fazer previsões a respeito da viabilidade radiométrica do equipamento e até mesmo questionamentos em relação a efetividade da arquitetura proposta. Dada uma potência, ou energia radiante, que o sistema óptico de iluminação da retina pode oferecer, com os gráficos da Figura 18, que apresentam a razão Q_{pixel}/Q_{sat} em função do fluxo incidente no olho do paciente, pode-se prever o sinal elétrico que será gerado no sensor de imagem. Se o valor desta razão for próximo de zero ou maior do que um, será impossível visualizar a retina, devido a não sensibilização ou saturação dos elementos sensitivos do sensor de imagem. Nestes casos, pode-se tentar ajustar parâmetros associados ao processo de detecção, como o tempo de integração, resolução espacial e eficiência quântica do sensor de imagem. Outra possibilidade é avaliar a substituição da fonte de luz e a eficiência do sistema óptico de iluminação, de maneira a alterar o valor da energia radiante na retina.

De maneira complementar, os gráficos da SNR em função da potência ou energia radiante incidente na retina ou tempo de integração, demonstram se a relação sinal-ruído das imagens está limitada pelo ruído fotônico, que obedece a estatística de Poisson e que depende do fluxo de fótons que atingem o sensor e da sua eficiência quântica, ou se o processo de detecção está sendo limitado pelos portadores de carga espúrios (ruídos) que são gerados pelo dispositivo. Quanto mais próximos da linha tracejada estiverem os valores da SNR , mais o processo de detecção está sendo limitado pelo ruído fotônico.

Dado que o tempo de integração deve ser o menor possível, para evitar o “borramento” das imagens devido a movimentação do olho durante a captura, para aumentar os valores da razão Q_{pixel}/Q_{sat} , assim como a SNR , mantendo-se níveis seguros de irradiância e energia radiante para o paciente, conforme é exposto no Anexo B, é desejável a primeira vista diminuir a resolução espacial do sensor de imagem e aumentar o valor de D_{pupil} para coletar uma maior fração da radiação espalhada e refletida pela retina, conforme equação (12). No entanto, antes de tomar qualquer atitude a este respeito é preciso entender como estes parâmetros afetam a qualidade das imagens de um ponto de vista diferente dos interesses da radiometria, analisando as suas dependências e os seus impactos no limite de resolução do equipamento, conforme será abordado a seguir.

3 Limite de Resolução

3.1 Introdução

Existe uma tendência entre a maioria dos fabricantes de retinógrafos na direção de empregar sensores de imagem que possuam a máxima resolução espacial possível. Esta tendência é motivada principalmente por um apego comercial que implicitamente associa a alta resolução dos sensores com um elevado poder de resolução de todo o equipamento. A alta resolução espacial destes sensores, que atinge até 18 mega pixels para alguns fabricantes¹³, tende a criar a impressão de que o limite de resolução das imagens de retinografia e angiografia depende exclusivamente da resolução espacial do sensor e que, portanto, quanto maior a sua resolução, mais detalhes da retina poderão ser observados. No entanto, para determinar o limite de resolução deste tipo de equipamento, é preciso que se faça também uma série de considerações a respeito dos efeitos de difração da luz e das aberrações ópticas que são introduzidas pelo olho.

Neste capítulo será analisado o limite de resolução do equipamento, apresentando suas consequências no espaço objeto, que é a retina, e no espaço imagem, onde está presente o sensor de imagem. O estudo do limite de resolução no espaço objeto tem como objetivo determinar a mínima dimensão do fundo do olho que pode ser resolvida, enquanto que no espaço imagem determinar a mínima resolução espacial do sensor para que ele não seja um limitante na resolução do equipamento. Relacionando estes resultados com aqueles obtidos a partir do modelo radiométrico, é possível determinar com mais objetividade o sensor que mais se adéqua ao equipamento. Para tratar deste assunto de maneira concisa, no final do capítulo foi construída a Tabela 8, que reúne e compara resultados para o limite de resolução juntamente com os resultados radiométricos, levando-se em conta dados de diversos sensores de imagem disponíveis no mercado. Esta tabela auxilia o processo de especificação do componente mais crítico do equipamento, que é o sensor de imagem.

3.2 Abordagem

Existem dois fatores que são mutuamente desejados pelos usuários de retinógrafos e que serão abordados neste capítulo: em primeiro lugar, os médicos oftalmologistas desejam

obter uma ampla visualização de várias regiões da retina em uma única imagem, pois desta forma é preciso um número reduzido de imagens para mapear toda a região necessária para o diagnóstico, ganhando-se praticidade e diminuindo o tempo de exame. Além disso, é desejável que estas imagens permitam a visualização de detalhes de pequenas estruturas da retina. Ou seja, caso uma pequena patologia chame a atenção do médico, é desejável que se possa efetuar uma ampliação na região de interesse para observá-la com mais detalhes, conforme é apresentado na Figura 24, que apresenta um típico exame *FA* que foi obtido com o equipamento desenvolvido neste trabalho em sua versão final.

Figura 24 - Ampliação de uma região de interesse de um exame *FA*. Imagem obtida com o equipamento desenvolvido neste trabalho.

A pergunta que fica é a seguinte: qual o limite de resolução para a visualização de pequenas estruturas da retina? Pode-se imaginar que para satisfazer a estas duas características simultaneamente seja suficiente introduzir um sensor de imagem de alta resolução no equipamento. No entanto, desprezando-se quaisquer aberrações ópticas, o limite de resolução de uma imagem depende de dois fatores fundamentais: o tamanho do pixel do sensor e o diâmetro do disco de Airy, que é uma manifestação do efeito de difração da luz quando atravessa aberturas circulares. Tais limitantes são apresentados na Figura 25.

Figura 25 - Limitação para o limite de resolução das imagens pelos efeitos de difração da luz e resolução espacial do sensor.

Neste capítulo será formalizado um tratamento para o limite de resolução das imagens, considerando-se o limite imposto pela difração, a partir do diâmetro do disco de Airy, e da resolução e dimensão dos pixels do sensor, obtendo-se expressões que relacionam o limite de resolução com parâmetros fundamentais e construtivos do equipamento. Com estas expressões simples serão feitas simulações numéricas que contribuem para a especificação do sensor de imagem.

Além do limite imposto pela difração, as aberrações ópticas que são inseridas pelo olho desempenham um papel fundamental para o limite de resolução do equipamento, perturbando a frente de onda que entra no conjunto óptico de imageamento da retina. A este respeito, foram feitas simulações que permitem encontrar condições nas quais tais perturbações são as mínimas possíveis e que resultam no limite de resolução do espaço objeto, ou seja, na menor dimensão do fundo que pode ser resolvida.

O tratamento do limite de resolução, tanto no espaço objeto quanto no espaço imagem, é feito tendo como base o layout óptico da Figura 12, do capítulo de radiometria, que apresenta um esquema simplificado para o imageamento da retina. Pode-se tratar os dois conjuntos, olho e conjunto óptico do equipamento, como sendo independentes e do tipo infinito conjugados, uma vez que, para um paciente emétrope, a luz sai colimada do olho e entra colimada na óptica do equipamento. Desta forma, torna-se evidente que o diâmetro de captação da radiação proveniente da retina no plano da pupila do olho, além de já ter sido apresentado como um parâmetro fundamental na radiometria do equipamento, também se manifesta como um item crítico para o limite de resolução, tanto pelos efeitos de difração como pela forte dependência das aberrações ópticas do olho com este parâmetro.

3.3 Limite de resolução imposto pelo olho

Como qualquer sistema óptico refrativo, o olho humano apresenta aberrações que são dependentes do diâmetro de sua pupila, do campo de visada e do comprimento de onda. Além disso, dependendo do diâmetro da pupila, o fenômeno de difração da luz pode também ser um limitante para a qualidade da imagem que é gerada na retina.

Tais considerações são pertinentes ao equipamento descrito neste trabalho pois a retina encontra-se no fundo do olho, e estas aberrações perturbam a frente de onda da radiação que deixa o olho e que é utilizada para o imageamento. Portanto, é preciso encontrar condições nas quais estas perturbações sejam as mínimas possíveis.

Existe na literatura um trabalho muito extenso para o entendimento da óptica do olho humano¹⁴, sendo que muitos deles culminaram com o desenvolvimento de modelos que tem por objetivo representar as propriedades ópticas do olho, respeitando a sua morfologia, gerando os chamados de modelos de olho¹⁵. Para as simulações dos efeitos de difração e das aberrações introduzidas pelo olho humano, foi utilizado o modelo de olho desenvolvido por Navarro e Escudero em 1999⁸, pois este representa as aberrações ópticas cromáticas e acromáticas para um amplo campo de visão da retina, indo de encontro às características necessárias para este equipamento. Além disso, este modelo foi muito difundido desde a sua publicação, sendo citado por muitos outros trabalhos posteriores.

Nas simulações geradas, este modelo foi utilizado com a retina no plano imagem, o objeto a uma distância infinita do olho, campo de visada especificado de 0 a 22.5°, comprimentos de onda de 473, 528 e 626 nm, como pode ser observado na Figura 26.

Para determinar a condição de imageamento da retina em que a óptica do olho perturbe o mínimo possível, as seguintes simulações foram feitas, utilizando os recursos do software Zemax:

- O diâmetro do disco de Airy gerado na retina foi obtido em função do diâmetro da pupila, representando a limitação imposta pelo fenômeno de difração;
- O diâmetro RMS dos *spots* gerados na retina foi obtido em função do diâmetro da pupila e do campo de visada, representando a limitação imposta pelas aberrações ópticas inseridas pelo olho.

Figura 26 - Layout óptico do modelo de olho *Navarro-Escudero*, utilizado nas simulações do limite de resolução.

Estas simulações foram feitas primeiramente para o comprimento de onda de 528nm, simulando as condições do exame de retinografia aneríttra, com os resultados apresentados na Figura 27, e posteriormente no espectro visível, levando em conta as aberrações cromáticas inseridas pelo olho nos comprimentos de onda especificados acima e simulando as condições das retinografias coloridas do equipamento, com os resultados exibidos na Figura 28.

O diâmetro da pupila considerado ótimo para o imageamento é obtido diretamente pela intersecção da linha contínua, referente ao diâmetro do disco de Airy, com os dados do diâmetro RMS dos *spots*. Como esperado, o desempenho de imageamento do olho diminui com o aumento do campo de visada, fazendo com que cada um dos campos visuais intercepte a linha contínua em diferentes valores do diâmetro da pupila.

Comparando-se os dois gráficos é notável o quanto as aberrações cromáticas inseridas pelo olho limitam o desempenho de imageamento; considerando-se apenas o comprimento de onda de 528 nm, é possível obter *spots* com diâmetro RMS de 8 μm , no campo de visada de 0° e com um diâmetro de pupila de 2.6 mm, e para o campo de visada de 22.5°, o mínimo diâmetro RMS do *spot* é de 12.1 μm , com a pupila em 1.75 mm. No espectro visível, o diâmetro dos *spots* varia de 10.7 μm , em 0° para um diâmetro de imageamento da pupila de 2.04 mm, até 19.7 μm , em 22.5° com uma pupila de 1.11 mm.

Evidentemente, estes resultados são válidos para um paciente emétrepe. Na presença de problemas refrativos para a visão, como miopia, hipermetropia, astigmatismo, etc., as aberrações ópticas do olho tendem a aumentar mais rapidamente com o diâmetro da pupila e

com o campo de visada, de maneira que a intersecção destas com a linha contínua do limite de difração se dará em valores menores para o diâmetro da pupila.

Desta forma, para capturar a radiação proveniente da retina e gerar uma imagem no sensor, optou-se por utilizar um diâmetro de imageamento na pupila entre 1.4 e 1.5 mm, valores estes que também são apropriados para a radiometria e para a técnica de eliminação das retro-reflexões que será tratada posteriormente.

Nestas condições, o *spot* formado na retina tem um diâmetro de $14.5 \mu\text{m}$ e o limite de resolução se traduz em uma dimensão mínima de $7.25 \mu\text{m}$ que pode ser resolvida, baseada no critério de Rayleigh, que se refere à metade do diâmetro do disco de Airy com a pupila em 1.5 mm de diâmetro.

Figura 27 - Diâmetro RMS dos spots e do disco de Airy que se formam na retina em função do diâmetro da pupila e do campo de visada, para o comprimento de onda de 528 nm.

Figura 28 - Diâmetro RMS dos spots e do disco de Airy que se formam na retina em função do diâmetro da pupila e do campo de visada, considerando as aberrações cromáticas inseridas pelo olho no espectro visível (473, 528 e 626 nm).

3.4 Dependência do limite de resolução com parâmetros do sistema

Para construir a dependência do limite de resolução das imagens com parâmetros conhecidos do sistema será considerada a situação ilustrada na Figura 12 do capítulo de radiometria, onde um sistema óptico equivalente a todo o conjunto real forma uma imagem da retina com uma altura h' sob o plano de um sensor. O sistema óptico equivalente possui os mesmos parâmetros paraxiais do sistema real, tais como metade do campo de visada, dado por $\theta_{max} = FOV/2$, o diâmetro de captação na pupila do olho do paciente, D_{pupil} , e o comprimento focal efetivo, EFL .

Para os cálculos que serão apresentados a seguir, foi admitida uma circunstância análoga ao projeto óptico de uma ocular, onde é estabelecido o diâmetro da pupila de saída, o objeto é considerado a uma distância infinita, é respeitado um *eye-relief*, que é a distância da pupila ao conjunto óptico, e o campo de visada, em graus, é especificado. Desta maneira, o EFL do conjunto é calculado para que a altura da imagem atinja o valor de interesse. Deve-se ressaltar que para todas estas análises foram desconsideradas as aberrações ópticas introduzidas pelo olho apresentadas anteriormente.

Com a inexistência de distorção no imageamento da retina, a determinação do EFL do sistema é dada por:

$$EFL = \frac{h'}{\tan(FOV/2)} \quad (20)$$

O diâmetro do disco de Airy no plano do sensor de imagem é dado por:

$$D_{Airy} = 2.44 \lambda F_{number} = 2.44 \lambda \frac{EFL}{D_{pupil}} \quad (21)$$

Introduzindo (20) em (21):

$$D_{Airy} = 2.44 \lambda \frac{h'}{D_{pupil} \tan(FOV/2)} \quad (22)$$

No caso em que a borda da imagem da retina intercepta a extremidade do sensor de imagem, pode-se escrever a altura da imagem em função da metade da dimensão vertical do sensor, que depende de sua resolução vertical, $Res(V)$, e da dimensão dos pixels, L_{pixel} , considerados quadrados:

$$h' = \frac{L_{pixel} Res(V)}{2} \quad (23)$$

Substituindo (23) em (22), o diâmetro do disco de Airy pode ser reescrito da seguinte forma:

$$D_{Airy} = \frac{1.22 \lambda L_{pixel} Res(V)}{D_{pupil} \tan(FOV/2)} \quad (24)$$

Além disso, com a equação (24) é possível estabelecer uma razão entre o diâmetro do disco de Airy em relação ao tamanho do pixel:

$$\frac{D_{Airy}}{L_{pixel}} = \frac{1.22 \lambda Res(V)}{D_{pupil} \tan(FOV/2)} \quad (25)$$

lembrando que, no caso de sensores de imagem quadrados, a resolução vertical se relaciona com a resolução total por:

$$Res(V) = \sqrt{Res(total)}$$

Assim, considerando que o imageamento da retina está limitado pelos efeitos de difração, dado que os parâmetros λ , D_{pupil} e FOV estão definidos, é possível estabelecer valores desejados para razão D_{Airy}/L_{pixel} e, com a equação (25), pode-se determinar a resolução espacial do sensor de imagem, da seguinte forma:

$$Res(V) = \left(\frac{D_{Airy}}{L_{pixel}} \right) \left[\frac{D_{pupil} \tan(FOV/2)}{1.22 \lambda} \right] \quad (26)$$

Caso se deseje que a resolução espacial do sensor de imagem não limite o poder de resolução do equipamento, as seguintes observações devem ser feitas: A definição da frequência de Nyquist estabelece que a frequência de amostragem de um sinal deve ser pelo menos o dobro de sua maior frequência, para evitar *aliasing*. Como a maior frequência espacial no plano imagem é atingida com o limite de resolução óptico, que é dado por $D_{Airy}/2$ pelo critério de Rayleigh, a consequência é de que: $D_{Airy}/L_{pixel} \geq 4$. Introduzindo-se os valores $D_{pupil} = 1.475 \text{ mm}$, $FOV = 45^\circ$ e $\lambda = 528 \text{ nm}$, na equação (26), a resolução vertical do sensor deve ser de pelo menos 3794, resultando em uma resolução total de aproximadamente 14.4 mega pixels, considerando aspecto 1/1. Desta forma garante-se que a resolução espacial do sensor não prejudica o limite de resolução do equipamento.

No entanto, é conveniente observar outras consequências da utilização de um sensor de imagem com tal resolução espacial. Considerando a utilização de um sensor de imagem com aspecto 1/1, resolução de 14.4 MP e dimensão do pixel de $5.5 \mu\text{m}$, o *EFL* do sistema óptico neste caso será dado por:

$$EFL = \frac{3794 \times 0.0055(\text{mm})}{2 \times \tan(22.5^\circ)} = 25.19 \text{ mm}$$

Foi criado um sistema óptico paraxial com estas características no software Zemax para analisar o limite de alguns critérios de desempenho do imageamento da retina. O primeiro parâmetro analisado foi a fração da energia enquadrada em um pixel. A expressão “energia enquadrada” é comum na terminologia de projetos ópticos e é utilizada para especificar a porcentagem da distribuição espacial de energia radiante proveniente do imageamento de um ponto objeto que está contida em um pixel do sensor. A distribuição

espacial da energia radiante no plano imagem se deve ao limite imposto pela difração ou pelas aberrações ópticas do sistema óptico.

Os gráficos de energia enquadrada são apresentados da seguinte forma: O eixo y representa a fração da energia enquadrada e o eixo x representa a metade da dimensão de interesse. Desta forma, pode-se observar como se dá o aumento da fração de energia enquadrada até que se atinja a dimensão exata do pixel do sensor. Na Figura 29 é exibido o gráfico da fração da energia enquadrada para o presente sistema paraxial, onde se observa que a difração impõe um limite de enquadramento de aproximadamente 25 % da energia em um pixel, que é um valor muito baixo. Isto significa que os pixels individualmente possuem baixíssima representatividade das informações provenientes do objeto, sendo este um ponto muito negativo de se utilizar $D_{Airy}/L_{pixel} = 4$.

Outro parâmetro importante para caracterizar a qualidade do imageamento é a MTF, *Modulation Transfer Function*, do sistema óptico. Um gráfico de MTF mostra a capacidade do sistema óptico em transferir detalhes do objeto para a imagem em função do aumento da frequência espacial no plano imagem, levando-se em conta as aberrações ópticas do conjunto e o limite imposto pelos efeitos de difração¹⁶. Quando um sensor de imagem é utilizado, a MTF é observada até a chamada frequência de *Nyquist* do sensor, que é a máxima frequência espacial no plano imagem que o sensor é capaz de resolver. Esta frequência é dada em ciclos por milímetro e é calculada da seguinte forma:

$$F_{nyq}(\text{ciclos/mm}) = \frac{1}{2L_{pixel}(\text{mm})}$$

No caso do sensor idealizado de 14.4 MP e $L_{pixel} = 5.5 \mu\text{m}$, a frequência de *Nyquist* é de 90.9 *ciclos/mm*. Na Figura 30 o limite de difração para a MTF do sistema paraxial é exibida até a frequência de *nyquist*, onde a MTF apresenta um valor menor do que 0.1, o que demonstra a incapacidade do sistema óptico em resolver estruturas que atinjam o plano imagem nesta frequência espacial, o que é coerente com o resultado de fração da energia enquadrada no pixel, sendo na realidade uma consequência da exigência de $D_{airy}/L_{pixel} = 4$.

Figura 29 - Limite de difração para a fração da energia enquadrada em um pixel de um sensor de imagem quadrado de 14.4 MP.

Figura 30 - Limite imposto pela difração para a MTF do sistema óptico paraxial até a frequência de Nyquist do sensor quadrado de 14.4 MP, com dimensão do pixel de 5.5 μm .

Embora seja desejável que a resolução do sensor de imagem não prejudique o limite de resolução do equipamento, os resultados apresentados nas figuras Figura 29 e Figura 30 indicam a possibilidade de se diminuir um pouco o valor da razão D_{Airy}/L_{pixel} , aumentando a fração da energia enquadrada nos pixels e o valor da MTF na frequência de Nyquist do sensor, sem gerar impactos consideráveis no limite de resolução do equipamento. Este assunto deve ser tratado com muita atenção principalmente pelo fato de que o sensor de imagem pode ser o componente mais crítico do equipamento e, de maneira geral, quanto maior a sua resolução espacial, maior o seu custo e menores são as opções disponíveis no mercado.

Para complementar os resultados das figuras Figura 29 e Figura 30, o limite de difração para a fração da energia enquadrada em um pixel e o valor da razão D_{Airy}/L_{pixel} foram obtidos em função da resolução total do sensor de imagem utilizado, com os resultados gráficos presentes nas figuras Figura 31 e Figura 32, respectivamente. A fração da energia enquadrada no pixel foi obtida através do traçado de raios com um sistema óptico paraxial no software Zemax, criando configurações em função da resolução total do sensor. Para isso, o EFL de cada um dos sistemas foi ajustado pelas equações (20) e (23). A razão D_{Airy}/L_{pixel} foi obtida pela equação (26). Em ambos os casos considerou-se o sensor quadrado, comprimento de onda de 528 nm , metade do campo de visada de 22.5° e $D_{pupil} = 1.475\text{ mm}$.

O resultado destes gráficos pode auxiliar em grande medida a especificação da resolução do sensor de imagem. Caso se conclua, por exemplo, que um limite de resolução de $14\text{ }\mu\text{m}$ no espaço da retina não é prejudicial à realização dos diagnósticos, a simplificação no equipamento é considerável, já que, neste caso, a razão $D_{Airy}/L_{pixel} = 2$, fazendo com que a resolução total do sensor de imagem diminua de 14.4 para pouco menos de 4 MP e o limite de difração da fração da energia enquadrada em um pixel aumente de 25% para quase 70%.

Existem ainda outros motivos para a utilização de um sensor de imagem com menor resolução: conforme tratado em detalhes no capítulo anterior, quanto maior a resolução do sensor, maior é a discretização existente no plano imagem e, portanto, menor será a energia radiante incidente em um único pixel do sensor, o que diminui a sua relação sinal-ruído. Existem, na realidade, várias consequências positivas que aparecem em cascata quando sensores de imagem de menor resolução são utilizados: pode-se utilizar fontes de luz menos intensas ou obter imagens com melhor relação sinal-ruído, simplificar o sistema óptico de iluminação da retina, diminuir o tempo de integração das fotos, o que ameniza o problema de “borramento” da imagem devido a movimentação do olho do paciente durante a foto, além de

contribuir para a classificação do equipamento com a possibilidade de se operar com menor energia radiante, trazendo conforto para o paciente inclusive.

Desta forma, para realizar uma otimização sistêmica neste caso onde existem requisitos que se contrapõem, é preciso encontrar uma configuração do equipamento que seja um bom meio termo para estas duas demandas; se por um lado é preciso empregar um sensor de imagem com resolução maior do que 14.4 MP para que o equipamento possa operar no limite de resolução óptico, por outro lado, existe uma cadeia de pontos positivos para que este possua uma menor resolução espacial, que inclusive tornam o equipamento mais competitivo, dado que no Brasil não existem empresas fabricantes de sensores de imagem com aplicações médicas e científicas, sendo um componente necessariamente importado e de alto valor agregado.

A solução intermediária que foi empregada neste equipamento foi pelo uso de um sensor de imagem com resolução de 11 MP, fazendo com que $D_{Airy}/L_{pixel} = 3$ e o limite de difração para a fração da energia enquadrada em um pixel seja pouco mais do que 30%, e com as condições radiométricas expostas no capítulo anterior. No entanto, não foram encontrados sensores quadrados para esta resolução espacial; o modelo utilizado KAI-11002, Truesense, possui um aspecto de 3/2 para a resolução horizontal em relação à vertical. Isto faz com que uma fração considerável dos pixels deste sensor não sejam utilizados no imageamento, o que deve ser evitado, como será abordado na sessão seguinte.

Figura 31 - Limite imposto pela difração para a fração da energia enquadrada em um pixel em função da resolução total do sensor, nas condições de $\lambda = 528 \text{ nm}$, $\text{FOV}/2 = 22.5^\circ$ e $D_{\text{pupil}} = 1.475 \text{ mm}$.

Figura 32 - Razão $D_{\text{airy}} / L_{\text{pixel}}$ em função da resolução total do sensor, nas condições de $\lambda = 528 \text{ nm}$, $\text{FOV}/2 = 22.5^\circ$ e $D_{\text{pupil}} = 1.475 \text{ mm}$.

3.5 Máscaras e área útil

A porcentagem dos pixels do sensor de imagem que de fato são utilizados na composição das imagens depende do aspecto do sensor, que pode apresentar diferentes razões para a resolução horizontal em relação a vertical, e do tipo de máscara empregada. Esta máscara é introduzida no software do equipamento, e tem a função de delimitar a região útil na qual a retina deve ser imageada, especificando, portanto, a magnificação que o conjunto óptico deve impor. É válido lembrar que o conjunto óptico possui simetria radial e que a imagem da retina no plano do sensor é circular.

Na Figura 33 três tipos de sensores são apresentados, possuindo aspectos 3/2, 4/3 e 1/1 para a resolução horizontal em relação a vertical. Para estes sensores são apresentadas máscaras que oferecem diferentes áreas úteis para o imageamento. O cálculo para a determinação da área útil de cada caso é apresentado em detalhes no Apêndice A.

O primeiro tipo de sensor listado nesta figura apresenta um aspecto de 3/2. Se não são desejadas perdas no campo visual vertical do equipamento, deve-se utilizar um raio de máscara que seja igual a metade da dimensão vertical do sensor. Em contrapartida, praticamente metade da resolução total é descartada. Para amenizar estas perdas, pode-se aumentar ligeiramente o raio da máscara, fazendo com que a metade da dimensão vertical do sensor seja equivalente a 90% do raio da máscara, fazendo com que a área útil aumente de 52.3% do caso anterior para 62.2%.

Deve-se lembrar, no entanto, que, do ponto de vista óptico, o aumento do raio da máscara equivale a um aumento da magnificação do conjunto de imageamento da retina e, conforme equações (10) e (18) do capítulo do modelo radiométrico, isto provoca uma diminuição da SNR das imagens e, conforme equação (24), este mesmo aumento provoca um aumento do diâmetro do disco de Airy no plano da imagem, alterando o valor da razão D_{Airy}/L_{pixel} .

Ou seja, até mesmo a escolha da máscara do sensor impacta na qualidade das imagens que o equipamento poderá oferecer, devendo ser contabilizada pelas análises radiométricas e de limite de resolução.

A melhor opção para o aspecto do sensor é que ele seja quadrado; desta forma nenhuma perda do campo visual é introduzida e 78.5% da área do sensor é utilizada para o imageamento da retina.

Figura 33 - Aspecto de alguns tipos de sensores de imagem, máscaras utilizadas e a porcentagem de área útil de cada caso.

3.6 Comparação dos resultados do limite de resolução e das condições radiométricas

A otimização do limite de resolução não pode ser feita em detrimento das condições radiométricas do equipamento. Conforme apresentado neste capítulo e no anterior, a escolha do sensor de imagem produz impactos diretos na relação sinal-ruído e no limite de resolução das imagens, e tamanha a dependência destes parâmetros que para tornar mais clara esta relação foi construída a Tabela 8, que reúne os principais resultados obtidos para o limite de resolução, dado pela razão D_{Airy}/L_{pixel} , de resolução efetiva, levando-se em conta sua resolução total, aspecto e máscara utilizada, combinando-os com resultados radiométricos, dados pela razão Q_{pixel}/Q_{sat} e a SNR , para diversos sensores de imagem disponíveis no mercado. Os resultados seguem apresentados na tabela em ordem crescente da resolução total dos sensores.

A referência da Tabela 8 deve ser tomada pelo penúltimo sensor listado, CCD KAI-11002, Truesense, que foi utilizado nos protótipos e nas primeiras unidades comerciais, e que teve os detalhes dos resultados radiométricos apresentados no capítulo anterior. Como neste caso utilizou-se a máscara do tipo 2, a razão D_{Airy}/L_{pixel} vale 3.11 e a resolução do sensor que é utilizada no imageamento é de 6.5 MP, equivalente a 62.2% da resolução total de 10.7 MP.

Vários outros sensores apresentados na Tabela 8 com menor resolução espacial possuem resultados muito interessantes, combinando bom desempenho para a resolução efetiva e para as condições radiométricas. Um bom exemplo são os sensores KAI-4011, Truesense, e o CMV-4000, CMOSIS. Ambos são quadrados e possuem resolução espacial de 4.2 MP, de maneira que possuem a mesma razão $D_{Airy}/L_{pixel} = 2.17$, que pode ser uma excelente alternativa, caso se conclua que um limite de resolução da ordem de 14 μm é aceitável para o diagnóstico.

A diferença entre estes sensores começa pelo sinal de saturação, que para o KAI-4011 é de 40 Ke^- e para o CMV-4000 é de 13.5 Ke^- . Isto faz com que o primeiro possa atingir limites superiores para a SNR , embora o segundo apresente algumas vantagens interessantes, como o altíssimo *frame rate*, atingindo 180 *frames* por segundo sem *binning*, maior eficiência quântica, com pico de 65% em 550 nm, menores ruídos de leitura e de corrente de escuro. De qualquer forma, quando o desempenho radiométrico de ambos é comparado com aquele obtido com o sensor KAI-11002, que foi utilizado no equipamento, pode-se observar eles são

muito mais sensíveis, e esta grande diferença se dá principalmente pela menor resolução espacial. A razão Q_{pixel}/Q_{sat} vai de 2.17, utilizando os sensores de 4.2 MP, para 3.11 com o sensor de 10.7 MP.

Resultados interessantes também foram obtidos com o último sensor listado, referente ao CCD KAI-16050, Truesense, que possui resolução total de 16 MP, aspecto de 3/2, dimensão do pixel de $5.5 \mu m$ e sinal de saturação de $20 Ke^-$, que é equivalente a um terço do sensor KAI-11002. Desta forma, os valores máximos de SNR neste caso são significativamente inferiores aos que podem ser obtidos com o sensor KAI-11002. Em contrapartida, do ponto de vista do limite de resolução, a razão D_{Airy}/L_{pixel} atinge o valor de 3.8, utilizando a máscara do tipo 2, que é muito próximo ao valor necessário para operar o equipamento no limite de resolução óptico, além disso, como o sinal de saturação do sensor KAI-16050 é significativamente menor, é possível atingir valores maiores para a razão Q_{pixel}/Q_{sat} e os valores de SNR ficam mais próximos do limite imposto pelo ruído fotônico.

Tabela 8 - Comparação de resultados do limite de resolução efetiva e radiométricos para diversos tipos de sensores de imagem.

Dados do sensor		Resultados para o limite de resolução			Dados do sensor					Resultados radiométricos		
Sensor	Resolução H X V L_{pixel} (μm) Aspecto (H/V)	Tipo de máscara (1)	Resolução utilizada	$\frac{D_{Airy}}{L_{pixel}}$ (2)	Eficiência quântica (3)	Sinal de saturação (K_e)	Corrente de escuro ($e^-/p/s$)	Ruído de leitura (e^- RMS)	frame rate (fps)	SNR_{max} (4)	$\frac{Q_{pixel}}{Q_{sat}}$ Fóvea Perifóvea Nasal (5)	SNR Fóvea Perifóvea Nasal (6)
CCD KAF-0261, Truesense	0.26 MP 512 X 512 20.0 1/1	1	0.2 MP	0.54	0.67 @ 590nm 0.48 @ 528nm 0.58 @ 650nm 0.42 @ 800nm 0.32 @ 900nm	200 ou 500	750	22	15	447.2	1.95 (sat) (7) 2.75 (sat) 3.72 (sat)	623.4 (sat) 740.7 (sat) 862.0 (sat)
CCD KAF-1001, Truesense	1.0 MP 1024 X 1024 24.0 1/1	1	0.8 MP	1.08	0.72 @ 560nm 0.55 @ 528nm 0.65 @ 650nm 0.5 @ 800nm 0.34 @ 900nm	240 ou 650	550	15	3	489.9	0.46 0.66 0.89	333.5 396.3 461.2
CCD KAI-2020, Truesense	1.9 MP 1600 X 1200 7.4 4/3	1	1.1 MP	1.27	0.55 @ 460nm 0.48 @ 528nm 0.32 @ 650nm 0.10 @ 800nm 0.04 @ 900nm	20 ou 40	40 (fotodiodo) 400 (vertical)	20 ou 16	30	141.4	3.54 (sat) 5.00 (sat) 6.77 (sat)	265.7 (sat) 315.8 (sat) 367.5 (sat)
		2	1.3 MP	1.40	0.32 @ 650nm 0.10 @ 800nm 0.04 @ 900nm						2.93 (sat) 4.13 (sat) 5.59 (sat)	241.4 (sat) 287.0 (sat) 334.1 (sat)
CCD KAF-3200, Truesense	3.2 MP 2184 X 1472 6.8 3/2	1	1.67 MP	1.56	0.88 @ 600nm 0.75 @ 528nm 0.84 @ 650nm 0.53 @ 800nm 0.30 @ 900nm	55	15	7	2.5	234.5	1.34 (sat) 1.90 (sat) 2.56 (sat)	271.1 (sat) 322.1 (sat) 374.8 (sat)
		2	2.0 MP	1.71	0.84 @ 650nm 0.53 @ 800nm 0.30 @ 900nm						1.11 (sat) 1.56 (sat) 2.11 (sat)	246.5 (sat) 292.8 (sat) 340.8 (sat)
CCD KAI-4011, Truesense	4.2 MP 2048 X 2048 6.8 1/1	1	3.3 MP	2.17	0.55 @ 500nm 0.50 @ 528nm 0.31 @ 650nm 0.13 @ 800nm 0.05 @ 900nm	40	40 (fotodiodo) 400 (vertical)	17*	15	200.0	0.63 0.89 1.21 (sat)	158.2 188.3 219.3 (sat)
CMOS CMV-4000, CMOSIS	4.2 MP 2048 X 2048 5.5 1/1	1	3.3 MP	2.17	0.65 @ 550nm 0.60 @ 528nm 0.50 @ 650nm 0.25 @ 800nm 0.12 @ 900nm	13.5	125	13	180	116.2	2.25 (sat) 3.18 (sat) 4.30 (sat)	173.9 (sat) 206.7 (sat) 240.7 (sat)
CCD KAI-08050, Truesense	8.1 MP 3296 X 2472 5.5 4/3	1	4.9 MP	2.62	0.68 @ 580nm 0.50 @ 528nm 0.62 @ 650nm 0.32 @ 800nm 0.22 @ 900nm	20	7 (fotodiodo) 100 (vertical)	12	16	141.4	0.83 1.18 (sat) 1.59 (sat)	128.6 153.0 (sat) 178.2 (sat)
		2	5.6 MP	2.88	0.62 @ 650nm 0.32 @ 800nm 0.22 @ 900nm						0.69 0.97 1.32 (sat)	116.8 139.0 161.9 (sat)

Dados do sensor		Resultados para o limite de resolução			Dados do sensor					Resultados radiométricos		
Sensor	Resolução H X V L_{pixel} (μm) Aspecto (H/V)	Tipo de máscara (1)	Resolução utilizada	$\frac{D_{Airy}}{L_{pixel}}$ (2)	Eficiência quântica (3)	Sinal de saturação (K_e)	Corrente de escuro ($e^-/p/s$)	Ruído de leitura (e^- RMS)	frame rate (fps)	SNR_{max} (4)	$\frac{Q_{pixel}}{Q_{sat}}$ Fóvea Perifóvea Nasal (5)	SNR Fóvea Perifóvea Nasal (6)
CCD KAF-6303, Truesense	6.3 MP 3088 X 2056 9.0 4/3	1	3.7 MP	2.18	0.68 @ 580nm 0.50 @ 528nm 0.62 @ 650nm 0.32 @ 800nm 0.22 @ 900nm	100	15	15	0.6	216.2	0.25 0.35 0.48	157.8 187.8 218.7
		2	4.3 MP	2.39	0.32 @ 800nm 0.22 @ 900nm						0.21 0.29 0.40	143.4 170.6 198.7
CCD KAF-8300, Truesense	8.3 MP 3326 X 2504 5.4 4/3	1	4.9 MP	2.65	0.56 @ 550nm 0.52 @ 528nm 0.48 @ 650nm 0.28 @ 800nm 0.13 @ 900nm	25.5	< 200	-	2.9	159.7	0.69 0.98 1.32 (sat)	132.7 157.7 183.5 (sat)
		2	5.7 MP	2.91	0.48 @ 650nm 0.28 @ 800nm 0.13 @ 900nm						0.57 0.80 1.09 (sat)	120.7 143.3 166.8 (sat)
CCD KAI-11002, Truesense	10.7 MP 4008 X 2672 9.0 3/2	1	5.6 MP	2.83	0.50 @ 500nm 0.47 @ 528nm 0.32 @ 650nm 0.12 @ 800nm 0.05 @ 900nm	60	6 (fotodiodo) 700 (vertical)	23	5	244.9	0.23 0.33 0.45	115.6 138.2 161.5
		2	6.5 MP	3.11	0.12 @ 800nm 0.05 @ 900nm						0.19 0.27 0.37	104.5 125.2 146.4
CCD KAI-16050, Truesense	16.0 MP 4896 X 3264 5.5 3/2	1	8.4 MP	3.45	0.47 @ 510nm 0.44 @ 528nm 0.25 @ 650nm 0.08 @ 800nm 0.03 @ 900nm	20.0	2 (fotodiodo) 140 (vertical)	12	8	141.4	0.44 0.62 0.84	92.8 110.6 128.9
		2	9.9 MP	3.80	0.08 @ 800nm 0.03 @ 900nm						0.36 0.51 0.69	84.2 100.4 117.0

- (1) Os tipos de máscaras 1 e 2 são caracterizados por: $R_{máscara}^{(1)} = \frac{Res(V) \times L_{pixel}}{2}$ e $R_{máscara}^{(2)} = \frac{1.1 \times Res(V) \times L_{pixel}}{2}$;
- (2) A razão D_{airy}/L_{pixel} foi determinada pela equação (25), para: $\lambda = 528 \text{ nm}$, $D_{pupil} = 1.47 \text{ mm}$ e $\theta_{max} = 22.5^\circ$;
- (3) Os valores de eficiência quântica apresentados referem-se ao pico e para os comprimentos de onda de 528, 650, 800 e 900 nm;
- (4) O máximo da relação Sinal-Ruído foi determinada considerando-a limitada pelo ruído fotônico, sendo dada por: $SNR_{max} = \sqrt{N_{sat}}$;
- (5) Os termos da razão Q_{pixel}/Q_{sat} são dados pela equação (13), onde foi utilizado: $\tau_{surf} = 0.985$, $N_{lentes} = 16$, $t_{int} = 0.055s$, $D_{retina-pupil} = 20.3203mm$, $EFL_{olho} = 16.523mm$, $FOV = 2\theta_{max}$ e $\lambda = 528 \text{ nm}$.
- (6) A SNR é determinada pelas equações (11) e (18), nas mesmas condições definidas acima;
- (7) A referência (sat) significa que a energia radiante incidente no pixel é suficiente para criar mais portadores de carga do que a sua capacidade máxima, levando a saturação.

4 Técnica de eliminação das retro-reflexões

4.1 Introdução

Para capturar imagens da retina com retinografia é preciso iluminá-la homogeneamente evitando as retro-reflexões e os espalhamentos da luz que são gerados principalmente na córnea e no conjunto óptico comum à iluminação e ao imageamento.

Para evitar as retro-reflexões e espalhamento gerados pela córnea, utiliza-se um sistema de iluminação que já é bem conhecido e que possui a particularidade de formar um anel de iluminação na pupila do olho, atingindo a retina de maneira difusa e homogênea. Desta forma, pode-se observar a retina pela região interna e não iluminada do anel de iluminação, evitando os efeitos indesejados^{4, 26}, conforme é ilustrado na Figura 34, que é a representação óptica do emprego desta metodologia.

Existem alguns detalhes para a eliminação completa das retro-reflexões e espalhamento gerados na córnea, mantendo-se a retina com irradiância uniforme e em uma condição radiométrica favorável para o seu imageamento. Basicamente, é preciso que exista uma diferença suficiente entre o raio interno do anel de iluminação, R_{in} , e o raio do cone de imageamento da retina, $R_{im} = D_{pupil}/2$, no plano da pupila, conforme ilustrado na Figura 34 e discutido na referência 4. O valor desta diferença dependerá da abertura numérica da iluminação incidente no olho do paciente, que é representada pelo ângulo θ nesta figura e que depende do campo de visada do equipamento; quanto maior o campo de visada, maior deverá ser a abertura numérica de iluminação para que seja possível iluminar toda a região de imageamento da retina. No entanto, esta é uma técnica muito bem conhecida, proposta pela primeira vez por Gullstrand, em 1910³⁴, e, com os avanços dos softwares de projetos ópticos, atualmente ela pode ser simulada e implementada sem grandes dificuldades.

Mais complexa se apresenta a técnica de eliminação das retro-reflexões geradas no conjunto óptico comum à iluminação e ao imageamento da retina. Existem menções nos trabalhos (4) e (5), propostas alternativas em (28) e (29), por meio da substituição dos elementos refrativos por um conjunto de espelhos de superfície livre ou pelo *tilt* e decentro dos próprios elementos refrativos que compõem o conjunto, e nas patentes de (38) a (42) é apresentada a concepção desta técnica, mas em nenhum destes trabalhos é feita uma discussão rigorosa que auxilie a implementação e otimização deste conjunto em sua forma refrativa

clássica, com o traçado de raios sequenciais e verificação por meio de modelos e simulações ópticas que utilizem o traçado de raios não-sequenciais.

Figura 34 - Layout óptico do imageamento da retina pela região interna e não iluminada do anel de iluminação.

Contudo, antes de apresentar os detalhes desta técnica é preciso ressaltar que existe uma maneira alternativa muito mais simples para a eliminação destas retro-reflexões, que é baseada no emprego de dois polarizadores cruzados. Nesta proposta, o primeiro polarizador é introduzido no sistema óptico de iluminação da retina, enquanto que o segundo é inserido no conjunto de imageamento da retina, após o espelho furado. Admitindo-se que o conjunto comum à iluminação ao imageamento não apresente birrefringência, a radiação proveniente de cada uma de suas interfaces via retro-reflexão estará polarizada na mesma direção imposta

pelo polarizador inserido no conjunto da iluminação. Assim, se a direção do segundo polarizador for ajustada por um ângulo de 90° em relação ao primeiro, todas as retro-reflexões do conjunto serão barradas pelo segundo polarizador, não atingindo o sensor de imagem.

Embora as retro-reflexões possam ser eliminadas efetivamente por esta técnica, existe uma série de consequências negativas em seu emprego para o equipamento. A primeira é a diminuição considerável da eficiência do sistema óptico de iluminação da retina, dado que as fontes de luz que são comumente utilizadas, como lâmpadas do tipo flash, lâmpadas halógenas ou LEDs, não são polarizadas. Sendo assim, mais da metade da radiação proveniente das fontes é barrada pelo polarizador da iluminação. De qualquer forma, a princípio ainda é possível encontrar fontes intensas o suficiente que poderiam amenizar este problema. No entanto, o impacto mais negativo da técnica está relacionado com o segundo polarizador, que é inserido no caminho óptico de imageamento da retina. A presença deste polarizador diminui significativamente a transmitância da radiação proveniente da retina, pois, dado que o feixe de iluminação é linearmente polarizado, o campo de radiação proveniente do fundo do olho se torna parcialmente despolarizado, pela interação com alguns tecidos do fundo do olho, e o restante se torna, de maneira geral, elipticamente polarizado, devido à alta birrefringência da córnea e de estruturas do fundo do olho, e mesmo pela birrefringência introduzida pelo cristalino^{17,18}. Desta maneira, apenas uma pequena parcela do campo de radiação que sai do olho, e que é utilizado para o imageamento, atinge o sensor de imagem, que são as componentes do campo elétrico paralelas ao eixo do segundo polarizador.

Nesta circunstância, como a transmitância é baixa, para que as imagens tenham uma boa relação sinal-ruído, restam três opções: utilizar valores muito mais altos para a energia radiante de iluminação da retina, aumentar o diâmetro de captação da radiação proveniente da retina na pupila do olho ou aumentar o tempo de exposição das fotos. A primeira opção gera impactos negativos principalmente para o paciente, e pode prejudicar, ou mesmo impedir, a adequada classificação do equipamento^{11,12}. Com a segunda opção, aumenta-se consideravelmente as aberrações ópticas que são introduzidas pelo olho⁸, o que prejudica a resolução da imagem final. Com a terceira há um “borramento” nas imagens devido a movimentação do olho durante o tempo de exposição. Ou seja, todas possuem contrapartidas muito negativas para o equipamento.

Para endossar os problemas relacionados com a utilização dos dois polarizadores cruzados, é válido mencionar que nenhum retinógrafo do mercado faz menção à utilização desta técnica; em seus manuais são apresentadas as fontes de luz não polarizadas que são

utilizadas e não há menção alguma a respeito da manipulação do estado de polarização da radiação proveniente da retina no caminho óptico até o sensor de imagem. A esse respeito, ainda é preciso dizer que há equipamentos no mercado que utilizam propositalmente luz polarizada para iluminar o olho, como os OCTs sensíveis a polarização, PSOCT, do inglês *Polarization Sensitive Optical Coherence Tomography*, que utilizam do fato de que cada tecido e estrutura do fundo do olho alteram, à sua maneira, o estado de polarização da luz, ou mesmo geram despolarização, e estas propriedades são utilizadas para gerar as imagens e auxiliar o diagnóstico de doenças²⁷. Portanto, iluminar arbitrariamente o olho com luz linearmente polarizada, com a justificativa de eliminar um efeito óptico indesejado, que são as retro-reflexões, é, no mínimo, ir na contramão da tendência dos novos equipamentos oftalmológicos.

Agora é importante entender na prática o efeito das retro-reflexões nas imagens de retinografia. Para isso, a Figura 35 apresenta um comparativo entre duas imagens de retinografia colorida que foram capturadas com o primeiro protótipo do equipamento desenvolvido, onde a técnica de eliminação das retro-reflexões ainda não tinha sido utilizada. As imagens são de uma mesma retina, sendo que a primeira foi obtida utilizando-se dois polarizadores cruzados, conforme descrito acima, e a segunda removendo-se estes polarizadores. Esta imagem torna evidente o quão intenso é o sinal proveniente das retro-reflexões, se comparado ao sinal do fundo do olho, que promove a saturação dos pixels do sensor de imagem, e demonstra que o desafio da remoção dos polarizadores cruzados não depende exclusivamente do sucesso da técnica de eliminação das retro-reflexões, pois mínimas imperfeições existentes nas interfaces ópticas do conjunto comum à iluminação e ao imageamento geram não uniformidades que são somadas à imagem final. Ou seja, os processos de fabricação e montagem deste conjunto também se tornam mais críticos. Além disso, quando se observa a imagem sem os polarizadores, excluindo-se as retro-reflexões e as irregularidades superficiais do conjunto, é possível observar que as estruturas do fundo do olho possuem outra aparência; a camada fibrosa do nervo óptico, por exemplo, é ressaltada. Esta visão positiva da Figura 35 se tornou a motivação para a implementação da técnica de eliminação das retro-reflexões neste equipamento.

Figura 35 - Comparativo de imagens capturadas de um mesmo olho por meio da remoção dos polarizadores cruzados.

4.2 Concepção

Como não é possível eliminar completamente a existência de reflectância nas interfaces ópticas do conjunto óptico comum à iluminação e imageamento da retina, mesmo empregando-se o melhor filme anti-reflexo, a técnica aqui descrita se baseia na manipulação destas retro-reflexões, criando, fundamentalmente, planos de simetria neste conjunto. Nestes planos de simetria faz-se formar imagens, reais ou virtuais, das retro-reflexões geradas em suas interfaces. Em seguida, são determinados os planos conjugados destes planos de simetria no conjunto óptico de iluminação, que nada mais são do que as imagens reais dos planos de simetria no conjunto da iluminação. Em cada um destes planos conjugados são introduzidos pequenos pontos absorvedores de luz, que tem a função de absorver toda a radiação que seria retro-refletida e que atingiria o sensor de imagem. O objetivo, portanto, não é eliminar todas as retro-reflexões, mas a pequena fração que conseguiria atravessar o centro do espelho furado e a íris presente no imageamento, atingindo o sensor de imagem. Para controlar este efeito, ajusta-se o tamanho dos pontos absorvedores, de maneira que todas estas retro-

reflexões sejam eliminadas, em todo o espectro de iluminação da retina, com a contrapartida de manter um padrão de irradiância constante no fundo do olho. Este último requisito cria a exigência de que todo o conjunto tenha que ser suficientemente corrigido, fazendo com que os planos de simetria sejam bem definidos, assim como os seus conjugados, para que os pontos absorvedores possam ser os menores possíveis. A Figura 36 apresenta o layout óptico da concepção desta técnica.

Figura 36 - Concepção óptica para a eliminação dos reflexos gerados no conjunto comum à iluminação e ao imageamento da retina.

4.3 Implementação

Para implementar esta técnica foram utilizadas as capacidades de traçado de raios sequencias do software Zemax, criando sistemas com multi-configurações, onde cada uma delas se referem a requisitos impostos pela concepção da técnica e, evidentemente, a manutenção de requisitos fundamentais do equipamento, como a conjugação do plano da íris do olho com o espelho furado, emprego de uma abertura numérica de iluminação que seja suficiente para a manutenção do campo de visada do equipamento, com a retina iluminada homogeneamente pelo anel de iluminação.

Para tornar mais simples a construção deste complexo sistema óptico e agilizar o seu processo de otimização, os sistemas foram desenvolvidos e otimizados separadamente, sendo

que o conjunto comum à iluminação e ao imageamento foi o primeiro a ser desenvolvido para que em seguida o sistema de iluminação fosse projetado, satisfazendo os requisitos impostos pelo primeiro.

Para o desenvolvimento do conjunto óptico comum à iluminação e ao imageamento, foi necessário construir um sistema com oito configurações, que podem ser observadas na Figura 37. A primeira delas impõe o requisito principal do conjunto, que é a conjugação do plano da íris do olho no plano do espelho furado, viabilizando o anel de iluminação e evitando as retro-reflexões e espalhamentos introduzidos pela córnea. Nesta configuração são definidas as principais variáveis do conjunto, como o raio de curvatura de todas as superfícies, espessuras e substratos ópticos utilizados, e são impostas restrições de incidência normal nas interfaces côncavas dos três singletos presentes no conjunto. Com incidência normal estas interfaces não possuem poder refrativo, e a luz proveniente das retro-reflexões atinge novamente o espelho furado, retornando ao conjunto de iluminação, que pode ser visualizado na Figura 36.

As configurações 2, 3 e 4 criam um plano comum no qual são projetadas as imagens das retro-reflexões geradas na interface convexa dos singletos. A distância para a formação da imagem em relação ao primeiro singlete, indicada por d_1 , é uma variável para a configuração 2. Desta forma, os raios de curvatura das interfaces convexas dos outros dois singletos são ajustados para que a imagem proveniente de suas retro-reflexões atinjam o mesmo ponto definido na configuração 2.

As configurações 5, 6, 7 e 8 criam um plano comum no qual são projetadas as imagens das retro-reflexões geradas no triplete. A distância d_2 é uma variável da configuração 5, que projeta a imagem virtual da retro-reflexão gerada na primeira interface do triplete neste plano comum. Esta mesma distância d_2 é utilizada para o imageamento da retro-reflexão gerada na segunda interface do triplete. A distância complementar da espessura total da lente biconvexa interna ao triplete, referida como d_3 , é especificada para o imageamento das retro-reflexões geradas na terceira e na quarta interface do triplete. Desta forma, as imagens das retro-reflexões de todas as interfaces do triplete são formadas em apenas dois planos.

Imageamento da íris no espelho furado

Controle dos reflexos gerados na face convexa dos singletos

Controle dos reflexos gerados no triploto

Figura 37 - Implementação do controle dos reflexos gerados nas interfaces por meio de um projeto com multi-configurações, que estabelece os requisitos de simetria e mantém o imageamento da íris do paciente no espelho furado. Cada uma das imagens ilustra uma configuração do projeto.

Uma vez projetado e otimizado, o conjunto óptico comum à iluminação e ao imageamento da retina, com os planos simétricos bem definidos, foi desenvolvido o conjunto de iluminação, que projeta uma imagem do anel de iluminação no espelho furado e também uma imagem dos pontos absorvedores de luz, que são devidamente preparados em janelas ópticas planas, em cada um dos planos simétricos definidos previamente, conforme pode ser observado na Figura 38. Este conjunto foi projetado utilizando-se três configurações, sendo a primeira responsável por imagear o objeto em formato de anel no plano do espelho furado, viabilizando o anel de iluminação na pupila do olho e a iluminação homogênea na retina. A segunda configuração projeta a imagem do primeiro ponto absorvedor de luz no plano simétrico que coincide com a formação das imagens das retro-reflexões geradas nas interfaces do triplete. E, analogamente, a terceira configuração projeta a imagem do segundo ponto absorvedor de luz no plano simétrico que coincide com a formação das imagens das retro-reflexões geradas nas interfaces convexas dos singletos. Esta é a maneira pela qual são eliminados todas as retro-reflexões que poderiam atingir o sensor de imagem.

Figura 38 - Imageamento dos dois pontos absorvedores de luz em cada um dos planos simétricos do conjunto óptico que gera os reflexos.

4.4 Verificação

Para verificar se a técnica apresentada previamente de fato elimina satisfatoriamente as retro-reflexões, foram feitas simulações utilizando o traçado de raios não sequencias do software Zemax. Nestas simulações os modelos ópticos previamente projetados foram transportados para operação no modo não sequencial, possibilitando testar o sistema óptico de maneira integrada. Para isso, foi definida uma fonte de luz não polarizada em formato de anel

com as mesmas dimensões físicas, espectro de emissão e abertura numérica daquela utilizada no equipamento. Detectores de luz foram inseridos no plano da retina, para verificar a homogeneidade de iluminação, e no plano do sensor de imagem para verificar se, de fato, as retro-reflexões são eliminadas com a introdução dos pontos absorvedores de luz. Um típico layout óptico destas simulações pode ser observado na Figura 39.

Figura 39 - Layout óptico não sequencial típico para a validação da técnica de eliminação das retro-reflexões.

As análises foram feitas respeitando-se as condições listadas a seguir:

- As bordas de todas as lentes foram consideradas absorvedores perfeitos, para eliminar possíveis fenômenos de retro-reflexão e espalhamento pelas bordas, uma vez que todas as lentes fabricadas possuíam bordas foscas e pintadas de preto, utilizando pincéis ou canetas apropriadas;
- Foram introduzidos filmes anti-reflexo ideais em todas as interfaces não pertencentes ao conjunto comum à iluminação e ao imageamento da retina, inclusive no modelo de olho utilizado, eliminando-se, assim, efeitos de retro-reflexão de ordens superiores, que poderiam acontecer por reflexões múltiplas nas interfaces dos conjuntos;
- Não foram introduzidas quaisquer propriedades de espalhamento da luz nas interfaces ou nos substratos ópticos utilizados, focando as análises apenas no fenômeno de retro-reflexão;
- Em todas as análises apresentadas foram traçados um milhão de raios a partir da fonte;

- Para todas as simulações do padrão de irradiância que atinge o fundo do olho, foi utilizado o modelo de olho Navarro-Escudero⁸, simulando as condições usuais para um paciente emétrope;
- As retro-reflexões foram analisadas separadamente, observando-se passo a passo os resultados inicialmente das interfaces côncavas dos singletos, seguida de suas interfaces convexas, para, posteriormente, analisar as retro-reflexões do triplete.

4.4.1 Retro-reflexões das interfaces côncavas dos singletos

Para analisar as retro-reflexões das interfaces côncavas dos singletos, todas as outras interfaces do conjunto receberam filmes anti-reflexos ideais, sendo que nenhum filme anti-reflexo foi especificado para as interfaces em análise, de forma que as amplitudes das retro-reflexões foram dadas pelos coeficientes de Fresnel.

No projeto óptico deste conjunto foi imposto que os raios de luz provenientes da iluminação incidissem perpendicularmente as estas interfaces, de forma que as retro-reflexões geradas retornassem pelo mesmo trajeto da ida, atingindo novamente o espelho furado, em direção ao conjunto da iluminação. Portanto, para validar esta proposta, nenhum ponto absorvedor de luz foi introduzido no conjunto da iluminação nestas simulações.

Para apresentar de maneira visual a realização desta simulação, o conjunto foi preparado conforme descrito anteriormente, e pode-se verificar pelo layout óptico da Figura 40, por meio das setas dos raios de luz, que os feixes da iluminação, ao serem retro-refletidos pelas interfaces côncavas dos singletos, retornam pelo mesmo trajeto da ida, conforme esperado.

Figura 40 - Detalhe do layout óptico da simulação não sequencial que monitora as retro-reflexões geradas nas interfaces côncavas dos singletos.

A Figura 40 é utilizada apenas para que se possa ter uma visão geral do fenômeno que está sendo analisado, já que os resultados que realmente validam a proposta estão na Figura 41, que apresenta o padrão de irradiância no fundo do olho, que se configura bem uniforme e que será o melhor possível em todas as simulações, pois neste caso não foram introduzidos pontos absorvedores no conjunto da iluminação, e o padrão de irradiância no sensor de imagem, que como pode ser observado, não possui qualquer sinal referente as retro-reflexões das interfaces em análise. Ainda em relação ao padrão de irradiância que atinge a retina é importante ressaltar que a mudança aleatória da irradiância que atinge os pixels do sensor deve ser interpretada como um ruído associado ao número finito de raios que foram traçados; quanto maior o número de raios traçados, menor seria esta variação pixel à pixel, com a contrapartida de aumentar o intervalo de tempo necessário para a realização da análise.

Figura 41 - Acima, padrão de irradiância incidente na retina e, abaixo, padrão de irradiância no sensor de imagem, validando a proposta de eliminação dos reflexos das interfaces côncavas dos singletos.

4.4.2 Retro-reflexões das interfaces convexas dos singletos

Para analisar as retro-reflexões das interfaces convexas dos singletos, foi utilizada a mesma abordagem anterior, de forma que em todas outras interfaces do conjunto foram inseridos filmes anti-reflexo ideais, e a amplitude das retro-reflexões das interfaces analisadas foi determinada pelos coeficientes de Fresnel, o que é feito diretamente pelo algoritmo de traçado de raios do software.

Para estas simulações introduziu-se um ponto absorvedor, apresentado como P2 na Figura 38, para a eliminação das retro-reflexões geradas nestas superfícies. A sua dimensão foi

ajustada para ser a mínima possível e tal que eliminasse por completo as retro-reflexões incidentes no sensor de imagem, em todo o espectro de iluminação da retina.

A Figura 42 apresenta um detalhe do layout óptico não sequencial desta simulação, apresentando as típicas consequências das retro-reflexões nas interfaces convexas dos singletos.

Figura 42 - Detalhe do layout óptico da simulação não sequencial que monitora as retro-reflexões geradas nas interfaces convexas dos singletos.

Como neste caso é preciso inserir o ponto absorvedor para eliminar as retro-reflexões, o padrão de irradiância no sensor de imagem e no fundo do olho são apresentados de duas maneiras: com a presença do ponto absorvedor no conjunto da iluminação e na sua ausência, conforme pode ser observado na Figura 43. Para eliminar por completo as retro-reflexões incidentes no sensor de imagem foi preciso introduzir um ponto absorvedor no centro da janela óptica com diâmetro de 1.2 mm. Pode-se observar a efetividade de eliminação das retro-reflexões, com uma alteração mínima no padrão de irradiância da retina.

Figura 43 - Padrão de irradiância na retina e no sensor de imagem na presença e na ausência do ponto absorvedor, validando a proposta de eliminação dos reflexos das interfaces convexa dos singletos.

4.4.3 Retro-reflexões das interfaces do tripleto

O mesmo foi feito para analisar as retro-reflexões geradas pelas interfaces do tripleto, inserindo-se filmes anti-reflexo ideais em todas as interfaces dos singletos e fazendo com que as amplitudes das retro-reflexões das interfaces do tripleto fossem calculadas pelo algoritmo de traçado de raios do software utilizando os coeficientes de Fresnel, admitindo-se a inexistência de filmes nestas superfícies.

Foi introduzido o ponto absorvedor, denominado de P1 na Figura 38, no centro de sua janela óptica, e, tal como procedido anteriormente, sua dimensão foi determinada sendo a

mínima possível para eliminar completamente as retro-reflexões que atingem o sensor de imagem.

A Figura 44 é um detalhe do layout óptico não sequencial desta simulação, apresentando visualmente as consequências das retro-reflexões no triploto, onde pode-se observar a focalização das retro-reflexões em um plano comum, conforme esperado. Além disso, é notável o grande número de feixes incidentes e que são absorvidos nas bordas do triploto.

Figura 44 - Detalhe do layout óptico da simulação não sequencial que monitora as retro-reflexões geradas nas interfaces do triploto.

Os resultados desta simulação são apresentados na presença e na ausência do ponto absorvedor de luz e podem ser verificados na Figura 45. Para a eliminação completa das retro-reflexões que atingem o sensor de imagem foi preciso utilizar um ponto absorvedor com diâmetro de 0.3 mm neste caso. Embora seja nítida a eliminação da retro-reflexão central, pode-se questionar a aparente falta de coerência quando são comparados os padrões de irradiância no sensor de imagem na presença e na ausência do ponto absorvedor devido a existência, no último caso, de um *halo* que acompanha as bordas de imageamento no sensor. Na realidade, este *halo* também está presente na ausência do ponto absorvedor, no entanto a sua intensidade é tão inferior a retro-reflexão que atinge o centro do sensor que ele acaba desaparecendo devido a escala linear de irradiância que foi empregada. Na Figura 46 a mesma simulação é apresentada utilizando-se uma escala mais sensível, onde nota-se a saturação da retro-reflexão central enquanto que o halo se torna visível. Este halo era inesperado no

projeto, e foram atribuídos fenômenos de reflexão total no triplete para a sua existência. De qualquer forma, este padrão pode ser eliminado facilmente diminuindo-se minimamente o raio da máscara utilizada no sensor de imagem para exibição da imagem da retina.

Figura 45 - Padrão de irradiância na retina e no sensor de imagem na presença e na ausência do ponto absorvedor, validando a proposta de eliminação dos reflexos das interfaces do triplete.

Figura 46 - Padrão de irradiância no sensor de imagem na ausência do ponto absorvedor que elimina as retro-reflexões geradas pelo tripleto e que atinge este plano, utilizando uma escala mais sensível à irradiância.

4.4.4 Dependência das retro-reflexões com o diâmetro da íris

Como último resultado para esta sessão, será apresentado como a eliminação das retro-reflexões é fortemente dependente do diâmetro da íris, que na realidade controla o ângulo sólido de captação da radiação proveniente da retina na pupila do olho. Para isso, foram analisadas as retro-reflexões geradas na interface convexa dos singletos, sendo que o diâmetro da íris foi aumentado de 30% em relação aos resultados que foram apresentados previamente, fazendo com que o diâmetro de captação na pupila seja aumentado de 1.46 mm para 1.9 mm, mantendo-se constante o diâmetro dos pontos absorvedores de luz no conjunto óptico da iluminação. O resultado desta simulação pode ser observado na Figura 47, que denuncia a presença de retro-reflexões no sensor de imagem e que poderiam ser eliminadas apenas com o aumento do diâmetro dos pontos absorvedores, fazendo com que, progressivamente, a irradiância na retina deixe de ser uniforme. Ou seja, o diâmetro de imageamento na pupila do olho se consolida como um dos itens mais críticos para o projeto, sendo fundamental para a radiometria, limite de resolução, técnica de eliminação das retro-reflexões, profundidade de campo, definindo, também, a complexidade do conjunto óptico de imageamento da retina, como poderá ser observado mais adiante.

Figura 47 - Retro-reflexões geradas no sensor de imagem em virtude do aumento da íris do equipamento.

5 Sistema óptico de imageamento da retina

Não há dúvidas de que o conjunto comum à iluminação e imageamento da retina seja o mais crítico do equipamento, no entanto, para formar adequadamente a imagem da retina no plano do sensor, existem uma série de análises e um trabalho de desenvolvimento que são muito importantes para o equipamento. Neste capítulo, as análises, propostas e resultados serão apresentadas na forma de sub tópicos que discorrerão sobre o seguinte:

- Apresentação do layout óptico e das principais características e critérios de desempenho do sistema finalizado;
- Metodologia para encontrar soluções efetivas no desenvolvimento de sistemas ópticos complexos;
- Lista de erros que foram utilizadas para as análises de tolerância, discutindo especialmente as irregularidades superficiais;
- Resultados das análises de tolerância.

5.1 Layout óptico e principais características

Reconhecendo as limitações, mas acreditando no potencial dos modelos de olho para expressar as aberrações ópticas médias de um olho emétrepe, decidiu-se por desenvolver e otimizar o sistema de imageamento da retina tendo como base o modelo de olho apresentado anteriormente, conhecido como *Navarro-Escudero*⁸.

Os benefícios e limitações da utilização de um modelo de olho no processo de desenvolvimento do conjunto de imageamento da retina foram apresentados no capítulo que trata do limite de resolução do equipamento, e se baseiam principalmente nos gráficos das figuras Figura 27 e Figura 28, que apresentam o diâmetro RMS dos *spots* e do disco de Airy que se formam na retina em função do campo de visada e do diâmetro da pupila do olho.

Como o modelo radiométrico e as análises do limite de resolução ainda não tinham sido concluídas durante a fase de desenvolvimento deste sistema, ele foi otimizado utilizando um diâmetro de pupila de 2.4 mm, por questão de segurança. Posteriormente verificou-se que seria mais interessante imagear a retina com um diâmetro de pupila ligeiramente inferior a 1.5 mm, o que foi implementado facilmente pela diminuição do diâmetro da íris posicionada imediatamente após o espelho furado, mantendo-se o desempenho óptico limitado pelos

efeitos de difração da luz. As dioptrias dos pacientes foram simuladas pela variação do comprimento axial do humor aquoso.

Além disso, este sistema foi desenvolvido e otimizado para um campo de visada total de 45° e nos comprimentos de onda de 464, 528, 624 e 780 *nm*, com pesos iguais, que representam o pico de emissão de cada um dos LEDs utilizados para a iluminação da retina.

A Figura 48 apresenta o *layout* óptico do sistema em sua forma final, com os seus principais componentes e funcionalidades. O traçado de raios sequenciais tem início com o modelo de olho Navarro-Escudero, onde a retina é o objeto. O *stop* do conjunto foi introduzido na pupila do olho, de modo que os raios saem praticamente colimados do olho e atravessam o conjunto comum à iluminação e ao imageamento da retina, fazendo uma imagem intermediária logo em seguida. Como os planos da íris e do espelho furado são conjugados, os raios de luz proveniente de todos os pontos objetos da retina atravessam o interior do espelho furado preenchendo-o uniformemente. Na sequência, existe um conjunto que promove uma afocalização dos feixes. Esta foi a região escolhida para a introdução do mecanismo de movimentação do filtro óptico do exame FA, pois os ângulos de incidência dos raios neste filtro são os menores possíveis. Em seguida, foi projetada uma objetiva para fazer a imagem da retina no plano do CCD KAI-11002. No conjunto da objetiva é inserido o mecanismo de ajuste focal, por meio de sua movimentação axial.

Para facilitar a obtenção das imagens e o mapeamento de toda a região de interesse da retina, foram utilizados os chamados pontos de fixação interna, que nada mais são do que fontes de luz pontuais, neste caso LEDs, dispostas em um plano conjugado com o da retina do paciente e distribuídos simetricamente ao longo do eixo óptico, de modo que o paciente os observe fixamente durante a pré-visualização das imagens, onde os ajustes focais, posicionamento do equipamento e de potência óptica são ajustados. Assim, quando o paciente observa cada uma destas fontes, diferentes regiões da retina podem ser observadas. Isto foi implementado pela introdução de um divisor de feixe a 45° muito fino, de espessura 0.2 *mm*, antes do sensor de imagem, fazendo com que a distância da superfície emissora dos LEDs até o divisor de feixe seja a mesma entre o sensor de imagem e o divisor de feixe. O divisor de feixe deve ser muito fino para evitar a dispersão cromática da radiação proveniente da retina e para evitar a visualização das reflexões múltiplas são geradas em suas faces e que podem confundir o paciente.

Figura 48 - Layout óptico do conjunto de imageamento da retina.

A Tabela 9 resume as principais características deste sistema óptico.

Tabela 9 - Principais características do sistema óptico de imageamento da retina

EFL *	-33.5 mm
Working Fnumber *	12.4 - Diâmetro da pupila 2.4 mm 20.1 - Diâmetro da pupila de 1.475 mm
FOV	45°
Número de elementos	(3 singletos, 1 tripleto e 5 dubletos)
Número de componentes anesféricos	1, lente de saída do tripleto pertencente ao conjunto comum à iluminação e ao imageamento
Intervalo de dioptrias	-15 D até +15 D.
Intervalo espectral de acromatização	463 até 780 nm
Exames realizados	Retinografia aneríttra (Red Free), Retinografia colorida e Angiografia Fluoresceínica (FA).
Sensor de imagem	CCD KAI-11002, Truesense
Tipo de máscara **	2

* Paciente emétrope. ** Conforme tratado no capítulo 3.

5.2 Desempenho óptico

As variáveis utilizadas durante este desenvolvimento foram os raios de curvatura das interfaces, os substratos ópticos, espessura central e a distância entre os componentes. Todas estas variáveis são pertencentes ao conjunto que promove a afocalização e a objetiva, já que o conjunto comum à iluminação e ao imageamento foi concluído previamente. Foram respeitadas condições de contorno impostas pelo sensor de imagem, tais como a frequência de Nyquist e a altura da imagem, pelo divisor de feixe dos pontos de fixação interna, que exigem

uma grande distância focal traseira para a objetiva, assim como as restrições impostas pelo mecanismo de movimentação do filtro do exame FA.

Além destas condições de contorno que são específicas do equipamento, foram utilizados princípios gerais para o projeto de sistemas ópticos, que priorizam a simplicidade e eficácia dos mesmos, levando-se em conta, inclusive, as perturbações inseridas pelos processos de fabricação e montagem dos componentes e que serão abordados em detalhes na próxima sessão.

Todas as restrições e especificações do sistema foram traduzidas em operandos atuantes na função de mérito do sistema, por meio do software Zemax. Esta função de mérito nada mais é do que uma representação numérica de como o sistema atinge as suas especificações, como a qualidade da imagem, *EFL*, magnificação, dimensões físicas e muitas outras. Ela é proporcional a raiz quadrada da soma do quadrado da diferença entre os valores especificados e os valores reais, com o seu devido peso. O algoritmo de otimização busca minimizar ao máximo o valor desta função, alterando-se o valor das variáveis especificadas. A função de mérito leva em conta os comprimentos de onda selecionados, assim como os campos de visada. Neste caso, o tipo da função de mérito utilizada foi a RMS, que computa a raiz quadrada da média do quadrado de todos os erros individuais. Durante as primeiras etapas do desenvolvimento deste sistema, os dados de otimização foram do tipo *Spot Radius*, que minimiza o raio RMS dos *spots* no espaço imagem, sendo o centroide da distribuição de pontos que formam os *spots* o ponto de referencia para este cálculo. Conforme o desempenho do sistema foi se aproximando do limite de difração, os dados de otimização de desempenho da imagem foram alterados para o tipo *Wavefront*, que computa as aberrações em frações do comprimento de onda, sendo mais apropriado para imageadores com alto desempenho. O número de *rings* e *arms*, que sumariamente determinam o número de raios traçados para a otimização, foram modificados conforme necessário durante o processo de otimização, observando-se a variação do valor da função de mérito com o aumento do número destes parâmetros. Sempre foram utilizados os mínimos valores possíveis, para simplificar o algoritmo, respeitando-se uma variação menor do que 0.1% no valor da função de mérito quando esta é calculada com maiores valores de *rings* e *arms*. Em todas as etapas foi utilizada a Quadratura Gaussiana como método de integração na pupila para criar a função de mérito. Mais detalhes a respeito da função da mérito pode ser obtida no manual do software¹⁹.

Uma série de parâmetros podem ser utilizados para caracterizar o desempenho de um sistema óptico, a Figura 49 apresenta um conjunto de critérios que foram utilizados para caracterizar o sistema óptico de imageamento da retina em sua versão final. Os resultados

desta figura são exibidos em quatro páginas, sendo que em todas elas o lado esquerdo se refere à utilização de um diâmetro na pupila do olho do paciente de 2.4 mm e, do lado direito, um diâmetro de 1.475 mm .

Primeiramente, são exibidos os gráficos da MTF policromática obtida até a frequência 56 ciclos/mm , que é a frequência de *nyquist* do CCD KAI-11002, para todo o campo de visada do equipamento. Em ambos os casos a MTF sagital e tangencial estão muito próximas do limite de difração, sendo que para o diâmetro da pupila de 2.4 mm o limite de difração cruza a frequência de *nyquist* em um valor muito próximo de 0.5, e para a pupila de 1.475 mm este valor cai para pouco mais do que 0.2.

Na sequência são apresentados os diagramas de *spots* policromáticos para todo o campo de visada do equipamento, juntamente com o disco de Airy, que é o círculo em linha contínua. Para o diâmetro da pupila de 2.4 mm , o raio RMS dos *spots* vão de $4.5\text{ }\mu\text{m}$, para o centro do campo de visada, até $7.8\text{ }\mu\text{m}$, nas bordas do imageamento, sendo $6.9\text{ }\mu\text{m}$ o raio do disco de Airy. Para a menor pupila, o raio RMS dos *spots* vão de $1.7\text{ }\mu\text{m}$ no centro até $4.2\text{ }\mu\text{m}$ nas bordas, sendo $11.3\text{ }\mu\text{m}$ o raio do disco de Airy. Em todos os casos apresentados, o lado do quadrado de referência é de $50\text{ }\mu\text{m}$, lembrando que o pixel do sensor utilizado tem lado de $9\text{ }\mu\text{m}$.

Em seguida é apresentada a fração da energia enquadrada em um pixel, para todo o intervalo espectral e em todo o campo de visada do equipamento. Para a pupila de 2.4 mm , o limite de difração para a fração da energia enquadrada no pixel é de 63%, valor que é aproximadamente o mesmo para o centro do campo de visada, diminuindo na borda para 42%. No caso da pupila de 1.475 mm , a fração da energia enquadrada no pixel é praticamente a mesma para todos os campos de visada do equipamento, seguindo o limite imposto pela difração de 24%.

O próximo parâmetro monitorado são as aberrações de curvatura de campo e distorção, que se demonstraram independentes do diâmetro da pupila do paciente. Chama a atenção a distorção na forma de barril que, nas bordas do imageamento, atinge 4.5%, que se configura como a maior aberração presente na imagem final, conforme pode ser verificado no diagrama de seidel, que apresenta a distribuição e a somatória das aberrações de seidel para as interfaces ópticas deste sistema.

Logo após, são apresentados resultados que indicam a profundidade de campo do sistema óptico através do monitoramento de parâmetros de desempenho em função do deslocamento do plano focal, sendo representados pela MTF policromática na frequência de

nyquist do sensor e pelo diagrama de *spots* policromático no intervalo de $\pm 0.5 \text{ mm}$ da posição de melhor foco. Conforme esperado, o sistema que possui o maior diâmetro de pupila é mais sensível em relação a variação da posição focal para manutenção dos critérios de desempenho, devido ao fato de ser um sistema de menor Fnumber; enquanto que a MTF é pouco afetada no intervalo de $\pm 0.5 \text{ mm}$ para o sistema com diâmetro de pupila de 1.475 mm , este mesmo parâmetro praticamente vai a zero nos limites deste intervalo para o sistema com maior diâmetro de pupila. Além das aberrações ópticas inseridas pelo olho, a pequena profundidade de campo que é obtida com sistemas que utilizam diâmetros de captação na pupila maiores do que 1.5 mm também gera impactos negativos para o equipamento, uma vez que se torna mais difícil encontrar a posição exata de foco para obtenção das melhores imagens.

MTF policromática até a frequência de *nyquist* do CCD KAI-11002. Diâmetro pupila = 2.4 mm.

Diagrama de spots policromático com disco de airy. Lado do quadrado = 50 μm . Diâmetro pupila = 2.4 mm.

MTF policromática até a frequência de *nyquist* do CCD KAI-11002. Diâmetro pupila = 1.475 mm.

Diagrama de spots policromático com disco de airy. Lado do quadrado = 50 μm . Diâmetro pupila = 1.475 mm.

Fração da energia enquadrada em um pixel do CCD KAI-1002. Diâmetro pupila = 2.4 mm.

Curvatura de campo e distorção óptica. Escala máxima de 0.5 e 5%, respectivamente. Diâmetro pupila = 2.4 mm.

Fração da energia enquadrada em um pixel do CCD KAI -11002. Diâmetro pupila = 1.475 mm.

Curvatura de campo e distorção óptica. Escala máxima de 0.5 e 5%, respectivamente. Diâmetro pupila = 1.475 mm.

Plot dos raios transversais. Escala máxima = $30 \mu\text{m}$. Diâmetro pupila = 2.4 mm.

Diagrama de seidel. Escala máxima = 0.12 mm. Diâmetro pupila = 2.4 mm.

Plot dos raios transversais. Escala máxima = $30 \mu\text{m}$. Diâmetro pupila = 1.475 mm.

Diagrama de seidel. Escala máxima = 0.08 mm. Diâmetro da pupila = 1.475 mm.

MTF Through focus na frequência de nyquist do CCD KAI-11002. Deslocamento máximo de ± 0.5 mm. Diâmetro pupila = 2.4 mm.

Diagrama de spots thorough focus. Lado do quadrado = 50 μm . Deslocamento máximo de ± 0.5 mm. Diâmetro pupila = 2.4 mm.

MTF Through focus na frequência de nyquist do CCD KAI-11002. Deslocamento máximo de ± 0.5 mm. Diâmetro da pupila = 1.475 mm.

Diagrama de spots thorough focus. Lado do quadrado = 50 μm . Deslocamento máximo de ± 0.5 mm. Diâmetro pupila = 1.475 mm.

Figura 49 - Critérios de desempenho óptico monitorados para o imageamento da retina de um olho emétrope.

5.3 Análise de tolerância

Os critérios de desempenho apresentados anteriormente são muito importantes para a caracterização do sistema óptico de imageamento da retina. No entanto, eles devem ser interpretados como o limite de desempenho que pode ser atingido pelo sistema real, pois em todas estas análises não foram feitas quaisquer simulações que levassem em conta as perturbações no desempenho que são geradas pelos processos de fabricação e montagem de cada um dos elementos e conjuntos do sistema. Para a quantificação de todas estas perturbações é necessária a realização de uma análise de tolerância criteriosa.

De fato, este assunto é tão importante para o sucesso do sistema óptico que estas perturbações devem ser levadas em conta desde a fase de projeto. Estabelecer uma linha cronológica que separa de um lado o projeto e do outro a sua análise de tolerância, com o objetivo de conhecer os erros admissíveis da fabricação e montagem, é uma abordagem muito limitada e que raramente pode render soluções ótimas. É mais adequado que o processo seja entendido de maneira cíclica, onde as análises de tolerância realimentam o processo de criação e otimização repetidas vezes, convergindo para um sistema que apresente bons critérios de desempenho para o caso não perturbado e perturbado.

Serão apresentados a seguir alguns parâmetros do conjunto óptico que podem ser monitorados e limitados durante o processo de desenvolvimento e que tendem a diminuir a sensibilidade dos elementos aos erros de fabricação e montagem. Na sequência, são listados os parâmetros e resultados da análise de tolerância deste sistema.

5.3.1 Controle do ângulo de incidência nas interfaces

A aplicação de métodos de perturbação para estudar sistemas ópticos vem sendo desenvolvida desde a década de 1960^{20, 21}, com trabalhos publicados até recentemente²². A metodologia utilizada neste trabalho para a diminuição da sensibilidade a erros de fabricação e montagem dos componentes ópticos constituintes de sistemas imageadores se baseou inicialmente no trabalho publicado em 1970 por M. Rimmer, chamado *Analysis of Perturbed Lens Systems*²¹, onde a degradação da qualidade da imagem, devido aos erros de fabricação e desalinhamentos, é determinada pela aberração que é introduzida na frente de onda devido a pequenas perturbações de parâmetros dos componentes ópticos.

O desenvolvimento teórico se baseia na determinação da variação do caminho óptico que é introduzida pela perturbação, conforme pode ser observado na Figura 50. A variação do caminho óptico, δW , introduzida pela perturbação é dada pela diferença dos caminhos ópticos: $(PQ) - (PG)$, e que pode ser escrita na seguinte forma:

$$\delta W = R[n \cos(i) - n' \cos(i')] \quad (27)$$

onde n é o índice de refração do raio incidente, n' é o índice de refração do raio refratado, i é o ângulo do raio incidente em relação a normal da superfície não perturbada, i' é o ângulo do raio refratado em relação a normal da superfície não perturbada e R é a dimensão da perturbação para este raio, dada pelo segmento (PH) , que é paralelo a normal da superfície perturbada.

Figura 50 - Pequena perturbação de uma interface óptica.

Com a equação (27) é possível fazer algumas simulações numéricas a respeito da sensibilidade de componentes ópticos pertencentes a conjuntos imageadores em relação aos erros de fabricação e montagem, pois existem basicamente três variáveis: a diferença de índice de refração entre os meios, a magnitude da perturbação e o ângulo de incidência na interface, já que o ângulo refratado é dado pela lei de Snell. No caso de uma interface ar / vidro, a diferença de índice de refração entre estes meios pode ser significativa, atingindo valores de 0.9, pois muitas vezes é necessário utilizar vidros com alto índice de refração. A

magnitude da perturbação deve ser observada caso a caso, mas em se tratando de imageadores de alto desempenho, as tolerâncias de fabricação e montagem costumam caracterizar as peças em razoáveis níveis de precisão, exigindo uma atenção especial para as oficinas de óptica e mecânica na fabricação dos componentes. Portanto, diminuir ainda mais os níveis de tolerâncias destas peças pode fazer com que elas sejam fabricadas no limite de precisão das oficinas, encarecendo e aumentando o tempo de fabricação, além de exigir um processo de montagem que muitas vezes não é coerente com a escala de produção de equipamentos médicos. Por este motivo, é fundamental que o projeto do sistema óptico evite a existência de componentes ou conjuntos demasiadamente sensíveis a alguns erros de fabricação. Uma das alternativas para encontrar mais facilmente o caminho em que a sensibilidade dos componentes a estes erros é diminuída durante o seu processo de desenvolvimento se dá pela limitação do ângulo máximo que os raios de luz fazem com a normal das interfaces ópticas, principalmente aquelas que separam meios de expressiva diferença de índice de refração.

Para observar com mais clareza o benefício desta abordagem pode-se observar os gráficos apresentados na Figura 51, que demonstra o efeito da perturbação de uma interface ar / vidro para a diferença de caminho óptico de um raio, em função do ângulo de incidência, do índice de refração do vidro e da magnitude da perturbação.

No primeiro caso, a diferença de caminho óptico é apresentada para uma interface ar / vidro, onde o índice de refração do vidro é 1.5, a magnitude da perturbação é dada em frações do comprimento de onda, sendo neste caso de $\lambda / 4$. A variação do caminho óptico é obtida até o ângulo de incidência de 60° , de onde se observa que até o ângulo de incidência de 25° , não existe mudança significativa em δW , enquanto que para ângulos de incidência superiores a 30° o taxa de seu aumento cresce muito mais rapidamente.

O gráfico seguinte mostra como a variação do caminho óptico é sensível ao aumento do índice de refração do vidro. Neste caso foram simulados os resultados para os índices de refração de 1.5, 1.7 e 1.9, sendo mantida a magnitude da perturbação em $\lambda / 4$.

Por fim, é demonstrada a dependência linear da variação do caminho óptico com a magnitude da perturbação. Foram tratados os casos em que a magnitude é de $\lambda / 10$, $\lambda / 4$ e $\lambda / 2$.

Figura 51 - Efeito da perturbação de uma interface ar / vidro na diferença de caminho óptico de um raio, em função do ângulo de incidência, índice de refração do vidro e magnitude da perturbação.

O procedimento de limitação do ângulo de incidência e de saída nas interfaces ópticas é facilmente implementado com softwares de projetos ópticos. No Zemax, por exemplo, pode-se utilizar diretamente os operandos RAID (*Real Angle of Incidence*) e RAED (*Real Angle of Exitance*) na função de mérito, especificando-se inclusive qual raio está sendo monitorado; raio marginal, raio principal, ou qualquer outro de interesse.

No entanto, existe uma limitação prática do controle do ângulo de incidência nas interfaces, pois muitas vezes o índice de refração das lentes também é uma das variáveis do processo de otimização e, neste caso, a limitação dos valores máximos dos ângulos deveria variar em função do índice de refração. A seguir será apresentado um procedimento complementar a este e que pode ser facilmente utilizado no processo de desenvolvimento de sistemas ópticos.

5.3.2 Controle das aberrações monocromáticas de Seidel nas interfaces

De maneira complementar a abordagem de limitação do máximo ângulo de incidência nas interfaces, as aberrações monocromáticas primárias de Seidel podem ser utilizadas para monitorar e controlar, ao longo do desenvolvimento do sistema, a sensibilidade dos seus componentes aos erros de fabricação e montagem. O livro *Aberrations of Optical Systems* de Welford, W. T.²³ apresenta um tratamento detalhado das aberrações de Seidel, sendo que na equação (28) as conhecidas somas de Seidel $S_I, S_{II}, S_{III}, S_{IV}$ e S_V , que constituem os coeficientes das cinco aberrações monocromáticas primárias (aberração esférica, coma, astigmatismo, curvatura de campo e distorção) são apresentadas em sua forma final:

$$\begin{aligned}
 S_I &= - \sum A^2 h \Delta \left(\frac{u}{n} \right) \\
 S_{II} &= - \sum \bar{A} A h \Delta \left(\frac{u}{n} \right) \\
 S_{III} &= - \sum \bar{A}^2 h \Delta \left(\frac{u}{n} \right) \\
 S_{IV} &= - \sum H^2 c \Delta \left(\frac{1}{n} \right) \\
 S_V &= - \sum \left\{ \frac{\bar{A}^3}{A} h \Delta \left(\frac{u}{n} \right) + \frac{\bar{A}}{A} H^2 c \Delta \left(\frac{1}{n} \right) \right\}
 \end{aligned} \tag{28}$$

As somas são estabelecidas para todas as interfaces ópticas do conjunto, embora a indexação tenha sido omitida. As quantidades que possuem uma barra superior se referem a parâmetros obtidos pelo traçado do raio principal e as que não possuem barra superior se referem ao raio marginal. O operador Δ é chamado de incremento de refração, atuando da seguinte forma: $\Delta(x) = x' - x$, onde o sinal de apóstrofo especifica que o parâmetro é caracterizado após a interface óptica, e sem apóstrofo antes da interface. O parâmetro h é a altura dos raios na interface, u é o ângulo de convergência, que é o ângulo entre o raio e o eixo óptico, n é o índice de refração e c é a curvatura da superfície. A e $\bar{A}$ são parâmetros paraxiais invariantes por refração, sendo caracterizados por:

$$\begin{aligned} A &= n(hc + u) = n \cdot i = n' \cdot i' \\ \bar{A} &= n(\bar{h}c + \bar{u}) = n \cdot \bar{i} = n' \cdot \bar{i}' \end{aligned} \quad (29)$$

onde i e i' são os ângulos que os raios fazem com a normal das interfaces. H é o invariante de Lagrange, que também se mantém constante em todas as interfaces ópticas, e que é dado por:

$$H = \bar{h}nu - hn\bar{u}$$

Pode-se observar que nas cinco somas de Seidel existe a operação do incremento da refração em uma das seguintes formas:

$$\begin{aligned} \Delta\left(\frac{u}{n}\right) &= \frac{u'}{n'} - \frac{u}{n} \\ \Delta\left(\frac{1}{n}\right) &= \frac{1}{n'} - \frac{1}{n} \end{aligned}$$

contabilizando não apenas a variação do ângulo de convergência do raio pela interface, mas também a variação do índice de refração. Além disso, convém enaltecer a maneira pela qual estas somas podem ser utilizadas para expressar as aberrações monocromáticas primárias da frente de onda:

$$\begin{aligned} W(\rho, \varphi, \gamma) &= \frac{1}{8}S_I\rho^4 + \frac{1}{2}S_{II}\gamma\rho^3\cos\varphi + \frac{1}{2}S_{III}\gamma^2\rho^2\cos^2\varphi + \frac{1}{4}(S_{III} + S_{IV})\gamma^2\rho^2 \\ &\quad + \frac{1}{2}S_V\gamma^3\rho\cos\varphi \end{aligned} \quad (30)$$

Como as somas de Seidel são calculadas levando em conta a máxima abertura e máximo campo, que pode ser entendido neste caso como a altura em que o raio marginal é traçado, as coordenadas ρ e γ substituem as coordenadas da pupila e de campo, r e y , respectivamente, da seguinte forma:

$$\rho = \frac{r}{r_{max}}$$

$$\gamma = \frac{y}{y_{max}}$$

r e φ são as coordenadas polares dos raios quando interceptam o plano da pupila do sistema e que substituem as coordenadas cartesianas, x_p e y_p , como:

$$\rho = \sqrt{x_p^2 + y_p^2}$$

$$x_p = \rho \sin\varphi$$

$$y_p = \rho \cos\varphi$$

A Tabela 10 apresenta a maneira pela qual as somas de Seidel formam os coeficientes de cada uma das aberrações monocromáticas primárias. Uma série de observações importantes pode ser obtida por meio desta tabela, como, por exemplo, o fato de a aberração esférica ser a única existente no eixo óptico, dada a sua independência a coordenada de campo γ . No entanto, para a metodologia proposta é suficiente constatar que as aberrações que mais degradam o desempenho da imagem, como a aberração esférica, coma, astigmatismo e curvatura de campo, possuem as suas amplitudes proporcionais não apenas ao ângulo de incidência nas interfaces, mas a variação deste ângulo e do índice de refração pelo efeito da refração em uma interface. Desta forma, pode-se monitorar e controlar a amplitude de cada um destes coeficientes em todas as interfaces ópticas durante o processo de otimização. O monitoramento pode ser feito de maneira muito prática, observando-se os valores de cada uma destas aberrações no diagrama de Seidel, que foi apresentado na Figura 49 juntamente com outros critérios de desempenho óptico do sistema de imageamento da retina. O controle também é implementado de maneira simples, introduzindo-se na função de mérito os operandos SPHA, COMA, ASTI, FCUR e DIST, que determinam, respectivamente, as aberrações esférica, coma, astigmatismo, curvatura de campo e distorção das interfaces. Para estabelecer um limite para a amplitude de cada uma destas aberrações, pode-se utilizar a

seguinte associação de operandos: ABSO e OPLT. O primeiro determina o valor absoluto de um operando de interesse e deve agir em um dos operandos de aberração. O segundo deve agir no primeiro para estabelecer um limite para a amplitude do operando de aberração.

Tabela 10 - Aberrações monocromáticas primárias da frente de onda baseadas nas somas de Seidel.

Aberração esférica		$W_{esférica} = \frac{1}{8} S_I \rho^4$
Coma		$W_{coma} = \frac{1}{2} S_{II} \gamma \rho^3 \cos \varphi$
Astigmatismo		$W_{ast} = \frac{1}{2} S_{III} \gamma^2 \rho^2 \cos^2 \varphi$
Curvatura de campo	Campo Petzval	$W_{petzval} = \frac{1}{4} S_{IV} \gamma^2 \rho^2$
	Campo sagital	$W_{sag} = \frac{1}{4} (S_{III} + S_{IV}) \gamma^2 \rho^2$
	Campo tangencial	$W_{tan} = \frac{1}{4} (3S_{III} + S_{IV}) \gamma^2 \rho^2$
Distorção		$W_{dist} = \frac{1}{2} S_V \gamma^3 \rho \cos \varphi$

Tais metodologias produziram resultados satisfatórios para o processo de desenvolvimento do sistema óptico de imageamento da retina, contribuindo positivamente para a diminuição da sensibilidade dos componentes ópticos aos erros de fabricação e montagem. No entanto, isto não significa que as utilizando seja possível escapar do ciclo: criação / otimização $\leftrightarrow$ análise de tolerância. Na realidade, estas abordagens produzem resultados mais positivos quando elas são implementadas após a realização de uma análise de tolerância, pois assim os componentes mais sensíveis aos erros de fabricação e montagem são detectados previamente. Com estas informações, pode-se retornar a etapa de criação e otimização do sistema, monitorando e diminuindo o ângulo de incidência e as aberrações monocromáticas primárias nas superfícies mais sensíveis. Na sequência, mais uma análise de tolerância deve ser feita para observar se a ação anterior produziu resultados satisfatórios ou ao menos para verificar se o sistema está convergindo para uma solução efetiva. Este ciclo se repete até que se tenha segurança de que o sistema real atingirá níveis aceitáveis de desempenho óptico com uma grande probabilidade.

5.3.3 Margem de erro dos substratos e dos processos de fabricação e montagem

Independentemente do uso de quaisquer metodologias que possam auxiliar à busca por uma solução efetiva para o sistema óptico, é a partir do resultado da análise de tolerância que se pode concluir a respeito da viabilidade do sistema. Desta forma, é fundamental que sejam conhecidos os erros que são introduzidos pelos processos de fabricação de seus elementos ópticos, as variações das características dos substratos ópticos que compõe os elementos refrativos e os erros introduzidos pela montagem nos componentes mecânicos.

A Tabela 11 apresenta sucintamente uma lista de erros que foram considerados admissíveis para este projeto. Eles foram divididos por categoria. Primeiramente, seguem os erros introduzidos pela oficina de óptica ao fabricar cada um dos elementos: raio de curvatura, espessura central, centragem e irregularidades superficiais são os itens considerados. Na sequência, seguem os erros que são introduzidos pela montagem dos elementos, que estão intimamente relacionados aos erros introduzidos pela oficina mecânica ao fabricar os componentes nos quais as lentes e os conjuntos são montados e fixados na estrutura do equipamento. Estes erros geram decentros e *tilts* entre elementos pertencentes a um mesmo conjunto, assim como decentros e *tilts* entre os próprios conjuntos. Por fim, são apresentados os níveis de tolerância para a variação do índice de refração e da dispersão dos substratos, representada pelo número de Abbe. Todos estes erros foram traduzidos em operandos de tolerância do Zemax para construir os dados de tolerância, sendo admitida a existência do compensador de ajuste de foco para restabelecer o máximo possível do desempenho óptico após serem geradas as perturbações.

Os únicos dados da Tabela 11 que podem gerar incertezas em sua interpretação e implementação são aqueles relacionados com as irregularidades superficiais, principalmente quando se tratam de superfícies anesféricas.

Mesmo no caso de superfícies esféricas o tema não é trivial, tendo em vista a aleatoriedade das irregularidades superficiais. A maneira mais simples de simular estas irregularidades com o Zemax é utilizar o operando TIRR. Neste caso, as perturbações introduzidas na superfície são de baixa frequência espacial, sendo metade aberração esférica e metade astigmatismo. O ângulo do astigmatismo é escolhido aleatoriamente de 0 a 360° e um resultado típico das irregularidades que são geradas por este operando em uma superfície pode ser vista na imagem superior da Figura 52. Estes dados foram gerados tomando-se a diferença

ponto a ponto do *sag* de uma superfície perturbada com o TIRR em relação a mesma superfície não perturbada. As irregularidades variam lentamente ao longo da superfície, simulando erros de forma introduzidos pelo processo de fabricação.

Caso os interferogramas das superfícies fabricadas indiquem a existência de irregularidades de maior frequência espacial, é mais adequado utilizar os operandos TEZI ou TEXI, que fazem uso dos coeficientes de Zernike para perturbar a superfície. Para os dois operandos, quanto maior o número de coeficientes de Zernike utilizados, maior será a frequência espacial das perturbações. Para o primeiro, a diferença Pico-Vale da irregularidade é estabelecida enquanto que no segundo o erro RMS da superfície. A imagem inferior da Figura 52 apresenta um típico resultado das irregularidades superficiais que pode ser obtida com o operando TEXI, utilizando 40 coeficientes de Zernike e aproximadamente a mesma diferença Pico-Vale do caso anterior.

Tabela 11 - Tolerâncias dos substratos, fabricação óptica, mecânica e para o processo de montagem.

Tolerâncias de fabricação Óptica	
Raio de curvatura	$\pm 0.1\%$
Espessura central	$\pm 0.05 \text{ mm}$
Centragem	$\pm 1.5'$
Irregularidades superficiais (Superfícies esféricas)	$\lambda / 4 @ 632.8 \text{ nm}$
Irregularidades superficiais (Superfícies anesféricas)	PV < $1.0 \mu\text{m}$ RMS < $0.3 \mu\text{m}$
Tolerâncias de montagem e fabricação mecânica	
Decentro dos elementos	$\pm 0.05 \text{ mm}$
<i>Tilt</i> dos elementos	$\pm \tan^{-1}[0.06\text{mm}/D_{lente}(\text{mm})]$
Decentro entre conjuntos	$\pm 0.1 \text{ mm}$
<i>Tilt</i> entre conjuntos	$\pm \tan^{-1}[0.06\text{mm}/D_{fix}(\text{mm})]$
Tolerâncias dos substratos	
Índice de refração	± 0.001
Número de <i>Abbe</i>	$\pm 1\%$
Compensador: Distância CCD - objetiva (ajuste focal)

Figura 52 - Comparativo das irregularidades superficiais geradas com os operandos TIRR, superior, e TEXI, inferior, mantendo-se aproximadamente a mesma diferença Pico - Vale.

Quando se tratam de superfícies anesféricas, simular com fidelidade tais irregularidades torna-se um processo mais laborioso e dependente do conhecimento prévio do processo de fabricação pelo qual a superfície é sujeita. O processo conhecido como *Single Point Diamond Turning* é muito utilizado em instrumentos ópticos de precisão e também foi utilizado neste equipamento para a fabricação de um componente anesférico pertencente ao sistema de imageamento da retina. Pela forma como a superfície é gerada e polida neste caso, é muito comum observar padrões de irregularidades axialmente simétricos. Com a versão de setembro de 2010 do Zemax é possível perturbar uma superfície anesférica de maneira periódica e axialmente simétrica por meio da DLL (*Dynamic Link Library*) US_EAPeriodic, especificando-se a amplitude da perturbação e a sua frequência espacial, como pode ser observado na Figura 53. Também é possível criar DLLs conforme a necessidade. Neste caso, por exemplo, seria possível adicionar nas perturbações periódicas erros de forma que também são observados em medidas perfilométricas de tais superfícies.

Figura 53 - Típico padrão de irregularidades superficiais geradas pela DLL US_EAPeriodic, disponível na versão de setembro de 2010 do Zemax.

Existem modelos teóricos, desenvolvidos por óptica estatística, que preveem a degradação da qualidade da imagem, pela diminuição do Strehl ratio ou da MTF, em função do desvio padrão das irregularidades superficiais^{24, 25}. No entanto, estes modelos devem ser utilizados com certo cuidado pois são feitas algumas aproximações, baseadas na aleatoriedade das irregularidades, que fazem com que não seja contabilizado o fato de que irregularidades com diferentes frequências espaciais, mas que possuem o mesmo desvio padrão, podem afetar o imageamento de maneira distinta. Por este motivo, uma atenção especial deve ser dada para irregularidades superficiais de alta frequência espacial.

5.3.4 Resultados da análise de tolerância

Neste trabalho foram realizadas as análises de sensibilidade e de Monte Carlo e, em ambos os casos, o critério de desempenho monitorado foi o raio RMS dos *spots* no plano imagem. No primeiro caso, as perturbações são realizadas uma a uma, sendo que, após cada perturbação, o critério monitorado é reotimizado pelo ajuste dos compensadores, determinando-se como cada perturbação degrada o desempenho do sistema. Com isso, além de ser possível gerar uma lista com os chamados *worst offenders*, que são as perturbações individuais que mais degradam o desempenho, pode-se estimar o desempenho final a partir da raiz da soma do quadrado das variações no desempenho resultantes. No caso da análise de Monte Carlo, um número expressivo de sistemas inteiramente perturbados são criados, sendo que o valor de cada uma das perturbações é escolhido seguindo uma estatística previamente estabelecida para a margem de erro, que pode ser normal, uniforme ou parabólica. Dada a natureza estatística desta análise, o seu resultado é uma distribuição de probabilidades a respeito do critério monitorado, indicando a porcentagem dos sistemas que atingiram um específico nível de desempenho¹⁹.

A Tabela 12 apresenta de maneira sucinta os resultados deste conjunto de análises, que foram separados em dois casos principais: para o diâmetro da pupila de 2.2 mm e de 1.475 mm. As análises de Monte Carlo e sensibilidade tiveram resultados coerentes: o desempenho estimado pela análise de sensibilidade é que a média do raio RMS dos *spots* seja de 7.7 μm para a pupila de 1.475 mm e de 9.6 μm para a pupila de 2.2 mm, sendo que a análise de Monte Carlo prevê que 90% dos sistemas fabricados e montados nestas condições possuam spots com raios RMS menores do que 7.6 e 10.5 μm , para os mesmos casos anteriores. Como o raio do disco de Airy é de 11.4 μm para a pupila de 1.475 mm e de 7.6 μm para a pupila de 2.2

mm, conclui-se que para a menor pupila o sistema permanece limitado por difração, mesmo após fabricado e montado, enquanto que para a maior pupila, a degradação destes processos afeta ligeiramente o limite de seu desempenho.

Tabela 12 - Resultados da análise de tolerância.

Diâmetro da pupila		2.2 mm	1.475 mm
Critério monitorado		Raio RMS dos spots no plano imagem (μm)	
Valor nominal	No eixo	2.8	1.5
	Na borda	7.2	3.9
	Médio	5.0	2.7
Resultados da análise de sensibilidade			
Desempenho estimado	No eixo	7.2	5.7
	Na borda	12.0	9.7
	Médio	9.6	7.7
Resultados da análise de Monte Carlo			
Porcentagem dos sistemas		Média do raio RMS dos spots $\leq (\mu m)$	
90%		10.5	7.6
80%		8.6	6.6
50%		7.0	5.4
20%		6.1	4.4
10%		5.7	4.0

Para gerar este conjunto de análises foi habilitada a opção *Force ray aiming on*, que, basicamente, faz um traçado de raios mais preciso, embora aumente o tempo da análise. Cada *field* foi analisado separadamente e a variação no critério monitorado foi calculada linearmente. O valor da amostragem empregado foi 4 e os compensadores foram otimizados pelo algoritmo *Damped Least Squares*, habilitando-se a opção *Optimize all (DLS)*. Foram gerados 100 sistemas para cada conjunto das análises de Monte Carlo.

6 Resultados gerais

O projeto óptico deste equipamento foi desenvolvido paralelamente ao seu projeto mecânico, eletrônico e de software, sendo estes últimos de responsabilidade de engenheiros pertencentes ao Departamento de Pesquisa e Desenvolvimento da empresa Opto Eletrônica S/A. Uma imagem da versão final do projeto opto-mecânico é apresentada na

Figura 54, onde é possível observar como cada um dos componentes ópticos e conjuntos tratados anteriormente foram integrados ao equipamento.

Figura 54 - Principais componentes e conjuntos do projeto opto-mecânico do equipamento.

A equipe responsável pelo desenvolvimento do equipamento projetou a grande maioria dos componentes utilizados e grande parte das peças foram fabricadas internamente nas oficinas da Opto Eletrônica S/A. Além disso, toda a montagem, integração, testes e certificação foi conduzida pela equipe de desenvolvimento.

O equipamento foi certificado pela ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária), com número de registro 10309570006. A proteção ao risco de danos à visão do paciente pela iluminação do equipamento foi verificada pela norma internacional ISO-15004-2, primeira edição de 15 de fevereiro de 2007^{11, 12}. Foram verificados os limites impostos para a córnea, cristalino e retina devido à iluminação contínua e infravermelha da pré-visualização, à iluminação pulsada dos exames de retinografia colorida e anérita e de angiografia fluoresceínica, assim como à associação da iluminação contínua com a pulsada. Exceto pela irradiância da iluminação infravermelha na córnea e cristalino durante a pré-visualização, que se enquadrou dentro dos limites do grupo 2, em todas as outras subcláusulas da norma o equipamento esteve dentro dos limites estabelecidos para o grupo 1, onde estão presentes os mais baixos valores de irradiância e energia radiante. No entanto, a norma é muito clara neste sentido, e neste caso o equipamento foi classificado dentro do grupo 2. Todos os dados e cálculos envolvendo a classificação do equipamento com base na norma ISO-15004-2 são apresentados em detalhes no Apêndice B.

Uma imagem do protótipo em sua fase de testes e de certificação, com parte de sua carenagem removida para mostrar a integração dos subsistemas ópticos, mecânicos e eletrônicos, é apresentada na Figura 55.

Figura 55 - Fotografia do protótipo do equipamento em sua fase de testes e de certificação.

O produto em sua versão final é apresentado na Figura 56.

Figura 56 - Retinógrafo Kiron.

Com a aprovação da ANVISA, além dos testes e calibrações que foram realizadas na Opto Eletrônica S/A, o equipamento passou por diversos testes em campo, em clínicas oftalmológicas especializadas, para que a equipe de desenvolvimento acompanhasse o uso do equipamento em pacientes reais e realizasse os últimos ajustes necessários para o seu bom uso, antes de introduzi-lo no mercado.

Alguns resultados destes testes são apresentados na Figura 57, que possui exames de retinografia anerítrea e colorida, assim como de angiografia fluoresceínica, distribuindo-se em imagens que vão da letra **(A)** à letra **(H)**, ao longo de 5 cinco páginas.

Primeiramente são apresentados exames de retinografia anerítrea, entre as imagens **(A)** à **(C3)**, as quais foram capturadas sem o uso de *binning*. A letra **(A)** é um típico resultado de um exame de retinografia anerítrea de um olho que não apresenta enfermidades. No centro está presente o nervo óptico e à direita a fóvea. É possível observar uma grande ramificação dos vasos sanguíneos, muito deles com espessuras de poucos microns.

Nas imagens **(B2)** e **(B3)**, que são ampliações das duas regiões destacadas em vermelho na imagem **(B1)**, foram utilizados recursos que permitem medir a dimensão das estruturas, uma vez que é conhecida a magnificação imposta pelo sistema óptico. Em **(B2)** foram destacados um vaso sanguíneo com espessura de $68.7 \mu m$ e outro com $20.8 \mu m$. Em **(B3)** há um vaso sanguíneo com espessura ainda menor, com $17.7 \mu m$, que é muito próximo

do limite imposto pela difração, pois o diâmetro do disco de Airy é de $14 \mu m$, tendo em vista que neste caso $D_{Airy}/L_{pixel} = 3.1$ e $L_{pixel} = 9 \mu m$.

A sequência (C1), (C2) e (C3) mostra como os recursos de medida combinados com a alta resolução do equipamento podem ser utilizados em um caso prático, no monitoramento de uma patologia incidente na mácula de uma paciente. Na imagem (C2), a região afetada foi delimitada pelo contorno em amarelo, possuindo uma área pouco menor do que $1 mm^2$, sendo que na figura este valor é apresentado em unidades de μm^2 , embora tenha sido omitida a dimensão. Em (C3), mede-se o valor da maior dimensão da região mais afetada pela doença, com valor de $0.44 mm$. Com estas ferramentas o médico pode acompanhar com precisão a evolução da doença ao longo do tratamento.

Em seguida, são apresentados resultados de retinografia colorida entre as imagens (D1) e (E2), que também foram capturados sem *binning*. Em (D2) é feita uma ampliação na região do nervo óptico da imagem (D1), para calcular a sua área que é de aproximadamente $4.5 mm^2$. O mesmo é feito em (E2) em relação (E1), com um resultado de $2.4 mm^2$. Nesta última imagem também é medida a espessura de um pequeno vaso sanguíneo, posicionado ligeiramente abaixo e à esquerda do nervo óptico, com valor de $20.8 \mu m$.

Este conjunto de resultados é suficiente para validar a técnica apresentada para a eliminação das retro-reflexões que são geradas no conjunto comum à iluminação e ao imageamento da retina, dada a homogeneidade de iluminação do fundo do olho e a ausência dos padrões gerados pelas retro-reflexões que são apresentados na Figura 35, validam o próprio sistema óptico desenvolvido, que gerou imagens da retina com alto nível de detalhamento, onde o limite de resolução observado se aproximou muito do valor previsto anteriormente, e serve como um bom indicativo das previsões do modelo radiométrico que foi construído, dada a boa relação sinal-ruído das imagens. No entanto, para validar efetivamente este último modelo, ainda é preciso realizar um conjunto maior de medidas experimentais, monitorando o sinal gerado no sensor de imagem em função da energia radiante incidente na retina e comparando com a previsão do modelo.

A próxima sequência de imagens, que vai de (F) à (H3), exhibe resultados para o exame de angiografia fluoresceínica, os quais foram capturados com *binning* 2×2 para aumentar a relação sinal-ruído. Logo após de a fluoresceína ser administrada na corrente sanguínea do paciente, é iniciada uma contagem de tempo para especificar o momento em que a foto foi capturada em relação a administração, sendo encontrado no canto inferior esquerdo destas imagens. Esta informação temporal é muito importante pois em pouco mais de 14 minutos o corpo humano elimina consideravelmente a fluoresceína presente na corrente

sanguínea. Assim, se quaisquer regiões do fundo do olho continuarem a apresentar fluorescência desta substância após este intervalo de tempo, é provável que exista alguma anormalidade. Mais detalhes para interpretação deste exame podem ser observados na referência (30).

A imagem **(F)** foi capturada 24 segundos após a administração do contraste. As veias e artérias estão preenchidas igualmente pela fluoresceína e é possível observar em detalhes a ramificação dos vasos sanguíneos no fundo do olho. Esta era uma preocupação, pois com *binning* 2×2 , a razão D_{Airy}/L_{pixel} diminui de 3.1 para 1.55, o que poderia prejudicar um pouco o limite de resolução do equipamento.

No entanto, a partir dos resultados apresentados nas sequências **(G1)**, **(G2)** e **(G3)** e **(H1)**, **(H2)**, e **(H3)** pode-se observar que esta diminuição da resolução espacial do sensor não afetou significativamente o limite de resolução das imagens, tendo em vista, por exemplo, a espessura de $17.7 \mu\text{m}$ de um vaso sanguíneo que foi resolvido na imagem **(G2)**, que é similar ao limite de resolução observado nas imagens de retinografia aneríttra que foram capturadas sem *binning*.

A sequência **(G1)**, **(G2)** e **(G3)** traz também um momento muito interessante onde há sinal de fluorescência apenas nas artérias do fundo olho. Após 19 segundos da administração, a fluoresceína ainda não atingiu as veias desta região, que aparecem mais escuras.

Por fim, na sequência **(H1)**, **(H2)** e **(H3)** estão presentes imagens de angiografia de um paciente que estava sob tratamento utilizando fotocoagulação à laser, onde se ilustra como as ferramentas de medidas de área, distância e espessuras também podem ser úteis neste caso, dimensionando com precisão as patologias e os *spots* gerados pelo tratamento.

(A)

(B1)

(B2)

(B3)

(C1)

(C2)

(C3)

(D1)

(D2)

(E1)

(E2)

(F)

Figura 57 - Demonstração de exames realizados pelo retinógrafo Kiron.

Apenas para efeito de comparação, segue na Figura 58 uma imagem capturada *in vivo* da retina de um macaco por meio da técnica AOSLO, do inglês *Adaptive Optics Scanning Laser Ophthalmoscope*, extraída da referência 31. Empregando-se óptica adaptativa, é possível aumentar o diâmetro de imageamento da retina na pupila do paciente e ao mesmo tempo corrigir as aberrações inseridas pelo olho, operando no limite imposto pela difração. O resultado é um diâmetro do disco de Airy no plano da retina de $1,5\ \mu\text{m}$, que é uma ordem de grandeza menor do que o limite da técnica que é utilizada neste trabalho. Desta forma, é possível resolver estruturas a nível celular, como fica evidente no mosaico completo formado na região central da fóvea desta imagem, onde se pode observar as células que formam o pigmento epitelial da retina pelo fenômeno de auto-fluorescência. A barra de referência representa $200\ \mu\text{m}$ neste caso.

Figura 58 - Imagem da retina com resolução a nível celular obtida pela técnica AOSLO, retirada da referência 31.

É difícil comparar esta técnica com as técnicas clássicas de imageamento da retina por meio de retinografia. Elas na realidade são complementares. Embora seja possível atingir uma maior resolução espacial no plano da retina com a técnica de AOSLO, possibilitando

inclusive a observação em nível celular, existem alguns inconvenientes ou limitações, como o elevado custo da instrumentação, a necessidade de se construir um mosaico para a visualização de estruturas um pouco maiores da retina, dado que o pequeno campo de visada destes instrumentos são muito inferiores aos dos retinógrafos, necessidade do emprego de técnicas de *eye-tracking*, pois para se atingir alta relação sinal-ruído na imagem final é preciso realizar uma média pixel a pixel de um conjunto significativo de frames, nos quais o olho do paciente acaba se movendo.

Foi observado na prática que o limite de resolução espacial dos retinógrafos não é um fator limitante para a realização dos principais diagnósticos. Além disso, a praticidade de seu uso parece ter sido um grande diferencial para a disseminação desta técnica entre os oftalmologistas.

7 Conclusão

Não há dúvidas de que a parte mais inovadora deste trabalho seja o desenvolvimento do modelo radiométrico, por três motivos principais: pelo seu caráter inédito; por ser uma ferramenta que pode ser utilizada para orientar a definição da arquitetura de equipamentos de imageamento da retina, otimizando o desempenho de todo o sistema; e pelo seu caráter geral. Este modelo pode ser utilizado, com pouquíssimas adaptações, em todas as técnicas oftalmológicas de observação e imageamento da retina, tais como retinógrafos, OCTs, SLOs, Lâmpadas de fenda, etc. Infelizmente, na data de conclusão deste trabalho, este modelo ainda não foi validado com resultados experimentais.

As análises do limite de resolução das imagens de retinografia, embora não sejam inéditas, não são conhecidos trabalhos que tratem ao mesmo tempo dos limites impostos ao imageamento da retina pelo efeito de difração da luz e pelas aberrações ópticas cromáticas e acromáticas inseridas pelo olho, em função do campo de visada e do diâmetro da pupila. No desenvolvimento aqui apresentado, as análises do limite imposto pela difração resultaram em expressões que permitem determinar a resolução espacial do sensor de imagem, de modo que este não seja um fator limitante para a resolução do equipamento. Os resultados surpreendem pois vão na contramão da tendência dos principais fabricantes de retinógrafos, que vem utilizando sensores de imagem que possuem resolução espacial cada vez maior, associando implicitamente aos seus clientes que o limite de resolução da técnica de retinografia depende exclusivamente da resolução do sensor utilizado. Foi mostrado que, para equipamentos que possuem campo de visada de 45°, por exemplo, é praticamente imperceptível o ganho no limite de resolução das imagens quando se utiliza sensores quadrados com resolução maior do que 4 MP. Além disso, a previsão do limite de resolução esteve muito próxima dos resultados experimentais que foram apresentados no capítulo 6, permitindo a observar com clareza micro vasos sanguíneos com espessuras de 17 μm .

A técnica de eliminação das retro-reflexões geradas nas interfaces ópticas do conjunto comum à iluminação e ao imageamento da retina, em sua concepção refrativa clássica, é utilizada há muitas décadas pelos fabricantes de retinógrafos, conforme pode ser observado em patentes depositadas pela empresa japonesa Canon no fim da década de 1970³⁸⁻⁴². No entanto, não foram encontrados trabalhos científicos que discorressem sobre este assunto de maneira detalhada. Neste trabalho, é proposta uma metodologia para a eliminação destas retro-reflexões, através de otimização com o traçado de raios sequenciais e verificação pelo

traçado de raios não-sequenciais. Pelos resultados apresentados no capítulo 6, a técnica proposta se mostrou eficiente.

O sistema óptico de imageamento da retina desenvolvido foi apresentado e caracterizado pelas análises de desempenho e de tolerância, demonstrando que o sistema projetado e fabricado permaneceu limitado por difração. Na ocasião também foi apresentada uma metodologia geral para a obtenção de soluções ótimas no projeto de sistemas imageadores, que envolve o monitoramento e controle do ângulo de incidência dos raios assim como das aberrações monocromáticas de Seidel em cada uma das interfaces do conjunto. Desta forma, os componentes se tornam menos sensíveis aos erros introduzidos pelos processos de fabricação e montagem. Com esta proposta, elimina-se a concepção que estabelece uma linha cronológica que separa de um lado o projeto e do outro a sua análise de tolerância. Para obter soluções ótimas, é mais adequado que este processo seja feito de maneira cíclica, onde as análises de tolerância realimentam o processo de criação e otimização repetidas vezes, convergindo para um sistema que apresente bons critérios de desempenho para o caso não perturbado e perturbado. Mais especificamente em relação a análise de tolerância, uma atenção especial foi dada a simulação das irregularidades superficiais que são introduzidas pelo processo de fabricação. Foram apresentadas maneiras de utilizar os polinômios de Zernike para simular tais irregularidades em superfícies esféricas e, para superfícies anesféricas fabricadas por *single point diamond turning*, uma maneira de introduzir perturbações senoidais axialmente simétricas, com frequência e amplitude determinadas. Em todos estes casos foi utilizado o software Zemax.

Dada a qualidade das imagens apresentadas no capítulo 6 e a dimensão das estruturas observadas, da ordem de $17\mu m$, foram consideradas válidas as técnicas propostas e o próprio sistema óptico desenvolvido.

Por fim, vale ressaltar a importância que o diâmetro de captação da radiação proveniente da retina na pupila do olho, chamado de D_{pupil} , possui para o desempenho do equipamento, produzindo impactos diretos no desempenho radiométrico, limite de resolução, técnica de eliminação das retro-reflexões e para a classificação óptica do equipamento. Verificou-se, por exemplo, que quanto maior o valor de D_{pupil} , mais sinal da retina é capturado, no entanto, mais aberrações ópticas são introduzidas pelo olho e mais difícil se torna eliminar as retro-reflexões geradas no conjunto comum à iluminação e ao imageamento, mantendo a retina com irradiância constante. É preciso encontrar um valor deste parâmetro

que satisfaça a necessidade de todos estes requisitos que se contrapõe. Neste trabalho considerou-se um valor ótimo em 1.475 mm .

REFERÊNCIAS

- 1 Global Data on Visual Impairment in the year 2002. **Bulletin of the World Health Organization**. Disponível em: <<http://www.who.int/bulletin/volumes/82/11/resnikoff1104abstract/en/>>. Acesso em: 20 out. 2011.

- 2 HARMON, D.; MERRITT, J. **Demand for ophthalmic services and ophthalmologists - a resource assessment**. Disponível em: <<http://www.meditec.zeiss.com/C1256CAB00599F5D/Contents-Frame/55A2E554EFCFC5B98825726C0001A9A7>>. Acesso em: 15 out. 2011. (Estudo preparado para escopo de mercado e comissionado pela empresa Carl Zeiss Meditec)

- 3 ROVATI, L.; DOCCHIO, F. Autofluorescence methods in ophthalmology. **Journal of Biomedical Optics**, v. 9, n. 1, p. 9-21, Jan./Feb. 2004.

- 4 DEHOOG, E.; SCHWIEGERLING, J. Optimal parameters for retinal illumination and imaging in fundus cameras. **Applied Optics**, v. 47, n. 36, p. 6769-6777, Dec. 2008.

- 5 DEHOOG, E.; SCHWIEGERLING, J. Fundus camera systems: a comparative analysis. **Applied Optics**, v. 48, p. 221-228, 2009.

- 6 BOYD, R. W. **Radiometry and the detection of optical radiation**. New York: Wiley, 1983. ISBN: 978-0-471-86188-1.

- 7 DELORI, F. C.; PLIFBSEN, K. P. Spectral reflectance of the human ocular fundus. **Applied Optics**, v. 28 n 6, p. 1061-1077, 1989. DOI: 1364/AO.28.001061.

- 8 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. 1881-91, 1999.

- 9 FELLERS, T. J.; DAVIDSON, M. W. CCD Noise sources and signal-to-noise ratio. **Hamamatsu**. Disponível em: <<http://learn.hamamatsu.com/articles/ccdsnr.html>> Acesso em: 8 set. 2012.

- 10 CCD Noise Sources. Interactive java tutorials. **Hamamatsu**. Disponível em: <<http://learn.hamamatsu.com/tutorials/java/noisegraph/>>. Acesso em: 4 set. 2012.

- 11 INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 10940:** ophthalmic instruments – fundus cameras. 2nd ed. Geneva, 2009.
- 12 INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION **ISO 15004-2:** 2007(E), ophthalmic instruments – fundamental requirements and test methods - part 2: light hazard protection. Geneva, 2007.
- 13 RETINÓGRAFO Canon, modelo CX-1. (Especificações do). Disponível em: <http://www.usa.canon.com/cusa/healthcare/products/eyecare/hybrid_digital_retinal_cameras/cx_1#Specifications>. Acesso em: 5 jan. 2013.
- 14 ATCHISON, D.; SMITH, G. **Optics of the human eye**. Oxford: Butterworth-Heinemann, Apr 2000. ISBN: 9780750637756.
- 15 NAVARRO, R. The optical design of the human eye: a critical review. **Journal of Optometry**, v. 2, n. 1, Jan.-Mar. 2009. DOI:10.3921/joptom.2009.3.
- 16 BOREMAN, G. D. **Modulation transfer function in optical and electro-optical systems**. Bellingham: SPIE Press, July 2001. ISBN: 9780819441430.
- 17 HUANG, X. R. Polarization properties of the retinal nerver fiber layer. **Bulletin of the Belgian Society of Ophthalmology**, v. 302, p. 71-88, 2006.
- 18 SARDAR, D. K.; TSIN, A. T. C.; SALINAS, F. S.; PEREZ, J. J. Optical polarization of neovascularized human ocular tissues. 2003. (Proceedings of SPIE, vol. 4951). DOI: 10.1117/12.477947.
- 19 ZEMAX. Manual do software de projetos ópticos . Disponível em: <www.zemax.com>. Acesso em: 20 Jan. 2013.
- 20 HOPKINS, H. H.; TIZIANI, H. J. A theoretical and experimental study of lens centering errors and their influence on optical image quality. **British Journal of Applied Physics**, v. 17, n.1, p. 33-54, 1966.
- 21 RIMMER, M. Analysis of perturbed lens systems. **Applied Optics**, v. 9, p. 533-537, 1970.
- 22 STONE, B. D. Perturbations of optical systems. **Journal of Optical Society of America A**, v. 14, n. 10, p. 2837-2849, Oct.1997.

23 WELFORD, W. T. **Aberrations of optical systems**. Bristol: Adam Hilger, 1986. ISBN-10: 0852745648.

24 YOUNGWORTH, R. N.; STONE, B. D. Simple estimates for the effects of mid-spatial-frequency surface errors on image quality. **Applied Optics**, v. 39, n. 13, p. 2198-2209, may 2000.

25 SHIBUYA, M.; WATANABE, N.; YAMAMOTO, M.; FUKUI, T.; EZAKI, H.; KIIRE, T.; NAKADATE, S. Classification of undulated wavefront aberration in projection optics by considering its physical effects. **Optical Engineering**, v. 46, n. 5, p. 053001, may 2007.

26 SAME, P. J. Landmarks in the historical development of fluorescein angiography. **Journal of Ophthalmic Photography**, v. 15, n. 1, p. 17-23, Apr. 1993.

27 YAMANARI, M.; LIM, Y.; MAKITA, S.; YASUNO, Y. Visualization of phase retardation of deep posterior eye by polarization-sensitive swept-source optical coherence tomography with 1- μ m probe. **Optics Express**, v. 17, p. 12385-12396, 2009.

28 BUCHHEISTER, J.; WETH, C. Lens design with suppressed first order reflections. 2010. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1117/12.868917>>. Acesso em: 24 jan. 2013. DOI:10.1117/12.868917.

29 BUCHHEISTER, J.; MUELLER, L. Reflex free double pass objective due to reflective free form surfaces. 2008. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1117/12.797411>>. Acesso em: 24 Jan. 2013. DOI:10.1117/12.797411.

30 BENETT, T. J. FA Interpretation. **Ophthalmic Photographers' Society**. Disponível em: <<http://www.opsweb.org/?page=FAinterpretation>>. Acesso em: 16 Jan. 2013.

31 MORGAN, J. I. W.; DUBRA, A.; WOLFE, R.; MERIGAN, W. H.; WILLIAMS, D. R. In Vivo autofluorescence imagin of the human and macaque retinal pigment epithelial cell mosaic. **Investigative Ophthalmology & Visual Science**, v. 50, n. 3. Mar. 2009. DOI: 10.1167/iovs.08-2618.

32 OGLE, K.; RUCKER, W. Fundus Photographs in Color Using a High-Speed Flash Tube in the Zeiss Retinal Camera. **AMA Archives of Ophthalmology**, v. 49, n. 4, p. 435-437, 1953.

33 WONG, D.; FISHMAN, M. Lee Allen: the man, the legend, **Journal of Ophthalmic Photography**, v. 12, n. 2, p. 51-67, Nov.1990.

- 34 KEELER, R.; SING, A. D.; DUA, H. S. Reflecting on reflections: Gullstrand's large reflex-free ophthalmoscope. **Bristih Journal of Ophthalmology**, v. 94, n. 7, p. 826, 2010.
- 35 KEELER, C. R. The ophthalmoscope in the lifetime of Hermann von Helmholtz. **Archives of Ophthalmology**, v. 120, n. 2, p. 194-201, 2002.
- 36 BENNETT, T. J.; BARRY, C. J. Ophthalmic imaging today: an ophthalmic photographer's viewpoint - a review. **Clinical and Experimental Ophthalmology**, v. 37, n. 1, p. 2-13, Sept.2008.
- 37 MODUGNO, R. G. **Uma contribuição ao projeto de retinógrafos digitais**. 2008. 128p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Departamento de Engenharia Elétrica, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2008.
- 38 Carl Zeiss. (Germany). Karl Heinz Wilms. **Ophthalmic Cameras**. US Patent 3,089,398. 14 may 1963.
- 39 Nippon Kogaky K. K. (Tokyo - Japan) Yokohama Naoomi Kato; Kamakura Morio Tao. **Ophthalmoscopic Camera**. US Patent 3,851,954. 3 Dec. 1974.
- 40 Canon Kabushiki Kaisha. (Tokyo - Japan). Yokohama Isao Matsumara; Atsugi Takeshi Kuwayama; Yokohama Yoshimi Kohayakawa. **Eye fundus camera free from undesired reflected and diffused light beams**. US Patent 4,102,563. 25 Jul. 1978.
- 41 Canon Kabushiki Kaisha. (Tokyo - Japan). Eiichi Takano; Kunio Takesi; Isao Matsumara. **Device for observing and photographing the fundus of eye**. US Patent 3,914,032. 21 Oct. 1975.
- 42 Canon Kabushiki Kaisha. (Tokyo - Japan). Yuji Ito. **Wide angle objective for ophthalmoscopic instrument**. US Patent 4,162,827. Assignee: 31 Jul. 1979.
- 43 CARVALHO, E. G. **Desenvolvimento de um sistema óptico para retinografia e angiografia digital**. 2006. 94p. Dissertação (Mestrado em Ciências: Física Aplicada) – Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2006.

Apêndice A - Determinação da área útil do sensor de imagem em função da máscara utilizada

Neste apêndice será apresentado o cálculo da área útil do sensor em função da máscara que é utilizada para o imageamento da retina, conforme tratado no capítulo do limite de resolução.

Quando a metade da dimensão vertical do sensor é equivalente ao raio da máscara, o cálculo da área útil é trivial, sendo dado por:

$$S_{eff} = \frac{S_{masc}}{S_{sensor}} = \frac{\pi R_{masc}^2}{Res(V)Res(H) \times L_{pixel}^2}$$

Como neste caso $R_{masc} = Res(V) \times L_{pixel}/2$, a área útil é dada por:

$$S_{eff} = \frac{\pi}{4} \times \frac{Res(V)}{Res(H)}$$

Desta forma, para os três aspectos do sensor analisados:

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{aspecto } 4/3: \quad \frac{Res(H)}{Res(V)} = \frac{4}{3} \Rightarrow S_{eff} = \frac{\pi}{4} \times \frac{3}{4} = \frac{3\pi}{16} \cong 58.90\% \\ \text{aspecto } 3/2: \quad \frac{Res(H)}{Res(V)} = \frac{3}{2} \Rightarrow S_{eff} = \frac{\pi}{4} \times \frac{2}{3} = \frac{\pi}{6} \cong 52.36\% \\ \text{aspecto } 1/1: \quad \frac{Res(H)}{Res(V)} = 1 \Rightarrow S_{eff} = \frac{\pi}{4} \cong 78.54\% \end{array} \right.$$

A determinação da área útil quando o raio da máscara excede a metade da dimensão vertical do sensor será feita com auxílio da Figura 59, que apresenta as grandezas geométricas envolvidas.

Para a determinação da área útil de imageamento basta subtrair duas vezes S_2 de πR_{masc}^2 e em seguida dividir pela área do sensor. Ou seja, basta determinar S_2 . Para isso inicialmente a área $S = S_1 + S_2$ será determinada através das coordenadas polares da Figura 59 e do elemento de área $ds = r dr d\theta$. Assim:

$$S = \int ds = \int_0^{R_{masc}} r dr \int_{\theta_i}^{\theta_f} d\theta = \frac{\Delta\theta}{2} R_{masc}^2$$

The diagram illustrates a circular sensor field. The main circle is divided into two sectors: S1 (green) and S2 (grey). The sensor field is represented by a dashed orange rectangle. The radius of the sensor field is labeled R_{masc} . A point within sector S1 is defined by its radial distance r and angular position θ . The angular increment is $d\theta$ and the radial increment is dr . The angular range of sector S1 is from θ_i to θ_f . A detailed view of sector S1 is shown on the right, labeled "Detalhe de S1". It is an isosceles triangle with base w and height h . The angle at the base is $\Delta\theta$. The radius R_{masc} is also indicated.

$$S1 = \frac{2w \times h}{2} = w \times h$$
$$w = \sqrt{R_{masc}^2 - h^2}$$

$$\therefore S1 = h\sqrt{R_{masc}^2 - h^2}$$
$$S2 = S - S1 = \frac{\Delta\theta}{2} R_{masc}^2 - h\sqrt{R_{masc}^2 - h^2}$$
$$\cos\left(\frac{\Delta\theta}{2}\right) = \frac{h}{R_{masc}}$$

Ressaltando que h é um parâmetro variável, referente à porção do raio da máscara que não excede a metade da dimensão vertical do sensor. Portanto, quanto maior o valor de h , maior será a área útil de imageamento no sensor, e, em contrapartida, maior será a perda do campo visual vertical, além das consequências ópticas, radiométricas e de resolução efetiva das imagens. Em função do desenvolvimento anterior, a área útil é obtida por:

$$S_{eff} = \frac{\pi R_{masc}^2 - 2S2}{Res(V)Res(H) \times L_{pixel}^2}$$

Substituindo a expressão para $S2$:

$$S_{eff} = \frac{\pi R_{masc}^2 - 2[\cos^{-1}(h/R_{masc})R_{masc}^2 - h\sqrt{R_{masc}^2 - h^2}]}{Res(V)Res(H) \times L_{pixel}^2}$$

Para o caso específico em que $h = 0.9R_{masc}$, conseqüentemente $Res(V)L_{pixel}/2 = 0.9R_{masc}$ e a expressão para a área útil toma a seguinte forma:

$$S_{eff} = \frac{Res(V)}{Res(H)} \left\{ \frac{\pi - 2[\cos^{-1}(0.9) - 0.9\sqrt{0.19}]}{1.8^2} \right\}$$

Para os aspectos dos sensores de imagem tratados, a área útil será dada por:

$$\begin{cases} \text{aspecto } 4/3: & \frac{Res(H)}{Res(V)} = \frac{4}{3} \Rightarrow S_{eff} \cong \frac{3}{4} \times 0.9334 = 70.00\% \\ \text{aspecto } 3/2: & \frac{Res(H)}{Res(V)} = \frac{3}{2} \Rightarrow S_{eff} \cong \frac{2}{3} \times 0.9334 = 62.23\% \end{cases}$$

Lembrando que neste caso não faz sentido utilizar o aspecto 1/1.

Apêndice B - Classificação óptica do equipamento

O objetivo deste apêndice é demonstrar como a norma ISO-15004-2^{11, 12} foi utilizada para classificar o equipamento quanto aos possíveis riscos à visão do paciente devido a radiação emitida na realização dos exames. Esta norma estabelece limites para a irradiância e energia radiante que incidem na córnea, cristalino e retina, tratando os casos de iluminação contínua, pulsada e da associação consecutiva de iluminação contínua e pulsada, que é o caso deste equipamento. Os resultados e limites são apresentados para todas as subcláusulas da norma, conforme pode ser observado nas tabelas Tabela 14, Tabela 15 e Tabela 16. Para realizar estes cálculos, antes é necessário especificar alguns dados do equipamento que caracterizam a maneira pela qual o olho do paciente é iluminado, que são apresentados na Tabela 13, onde os valores da função peso, $R(\lambda)$, são fornecidos na norma de referência.

Nas tabelas Tabela 14, Tabela 15 e Tabela 16 foram mantidos os símbolos e terminologias utilizados na norma, sendo a principal diferença o uso do termo “exposição”, com símbolo H , para representar a integração do fluxo de radiação no tempo, que neste trabalho foi previamente tratado como energia radiante, com símbolo Q . Os outros termos podem ser identificados com auxílio das notas explicativas das tabelas.

O assunto é amplo, portanto é adequado analisar a norma para o conhecimento de todos os detalhes envolvidos na classificação deste tipo de instrumento óptico. De qualquer forma, pelos resultados obtidos, o equipamento se enquadrou dentro dos limites estabelecidos para o grupo 2, devido exclusivamente a irradiância infravermelha que incide na córnea e no cristalino durante a pré-visualização das imagens, referente a subcláusula 5.4.1.4.

Tabela 13 - Dados utilizados para a classificação óptica.

<i>Dados geométricos</i>		
Diâmetro externo / interno do anel de iluminação (mm)		6.0 / 3.6
Área do anel de iluminação (cm ²)		0.1810
Campo de visada total (°)		45
Área iluminada na retina (cm ²)		1.3822
<i>Dados espectrais: Pico de emissão dos LEDs utilizados (nm)</i>		
Pré-visualização infravermelha		780
LED azul		463
LED verde		528
LED vermelho		626
LED ciano / excitação FA		505
<i>Fluxo máximo incidente no olho do paciente (W)</i>		
Pré-visualização infravermelha		0.015
LED azul		0.153
LED verde		0.155
LED vermelho		0.212
LED ciano / excitação FA		0.040
<i>Dados temporais</i>		
Máximo tempo de duração dos pulsos (ms)	LED azul	60
	LED verde	60
	LED vermelho	60
	LED ciano / excitação FA	100
Duração média de um exame (min)		20
Número médio de fotos por exame		10
<i>Valor das funções peso utilizadas</i>		
R(780)		0.69
R(463)		1
R(528)		1
R(626)		1
R(505)		1

Tabela 14 - Resultados e limites estabelecidos para instrumentos do grupo 1, iluminação contínua.

Subcláusula da ISO 15004-2:2007	Descrição	Equação	Resultado (W/cm^2)	Limite do grupo	Situação	Comentário
5.4.1.1	Irradiância ultravioleta no cristalino e na córnea com função peso (250 a 400 nm).	$E_{S-CL} = \sum_{250}^{400} E_{\lambda} \times S(\lambda) \times \Delta\lambda$	-	$0.4 \mu W/cm^2$	OK	Não existem fontes de luz nesta faixa espectral.
5.4.1.2	Irradiância ultravioleta no cristalino e na córnea sem função peso (360 a 400 nm).	$E_{UV-CL} = \sum_{360}^{400} E_{\lambda} \times \Delta\lambda$	-	$1 mW/cm^2$	OK	Não existem fontes de luz nesta faixa espectral.
5.4.1.3	Retinal photochemical aphakic light hazard (305 a 700 nm).	$E_{A-R} = \sum_{305}^{700} E_{\lambda} \times A(\lambda) \times \Delta\lambda$	-	$220 \mu W/cm^2$	OK	Não existem fontes de luz nesta faixa espectral para a realização da previsão.
5.4.1.4	Irradiância infravermelha na córnea e no cristalino sem função peso (770 a 2500 nm).	$E_{IR-CL} = \sum_{770}^{2500} E_{\lambda} \times \Delta\lambda$	0.0829	$0.02 W/cm^2$	Acima	O resultado está dentro dos limites do grupo 2, cujo limite é $0.1 W/cm^2$.
5.4.1.5	Irradiância visível e infravermelha para o segmento anterior sem a função peso (380 a 1200 nm). Apenas para feixes convergentes.	$E_{VIR-AS} = \sum_{380}^{1200} E_{\lambda} \times \Delta\lambda$	0.0829	$4 W/cm^2$	OK	
5.4.1.6	Risco térmico da radiação visível e infravermelha para a retina (380 a 1400 nm).	$E_{VIR-R} = \sum_{380}^{1400} E_{\lambda} \times R(\lambda) \times \Delta\lambda$	0.0075	$0.7 W/cm^2$	OK	

Tabela 15 - Resultados e limites estabelecidos para instrumentos do grupo 1, iluminação pulsada.

Subcláusula da ISO 15004-2:2007	Descrição	Equação	Resultado (J/cm^2)		Limite do grupo	Situação	Comentário
5.4.2.1	Exposição na retina para a radiação visível e infravermelha com função peso (380 a 1400 nm).	$H_{VIR-R} = \sum_{380}^{1400} (E_{\lambda} \times \Delta t) \times R(\lambda) \times \Delta \lambda$	464 nm	0.0066	0.7274	OK	
			528 nm	0.0067	0.7274	OK	
			626 nm	0.0092	0.7274	OK	
			505 nm	0.0029	1.0670	OK	
5.4.2.2	Exposição na córnea e no cristalino para radiação infravermelha sem a função peso (770 a 2500 nm)	$H_{IR-CL} = \sum_{770}^{2500} H_{\lambda} \times \Delta \lambda$	-		0.8909	OK	Não existem fontes de luz pulsadas nesta faixa espectral.
5.4.2.3	Exposição no segmento anterior para radiação visível e infravermelha (380 a 1200 nm) sem a função peso. Apenas para feixes convergentes.	$H_{VIR-AS} = \sum_{380}^{1200} H_{\lambda} \times \Delta \lambda$	464 nm	0.0507	12.3731	OK	
			528 nm	0.0514	12.3731	OK	
			626 nm	0.0703	12.3731	OK	
			505 nm	0.0221	14.0585	OK	

Tabela 16 - Resultados e limites estabelecidos para instrumentos do grupo 2, associação consecutiva de iluminação contínua e pulsada.

Subcláusulas da ISO 15004-2:2007	Descrição	Equações	Contínuo (W/cm²)			Pulsado (J/cm²)					Soma das razões	Situação	
5.5.1.5 e 5.5.2.1	Risco térmico induzido pela radiação visível e infravermelha na retina. Associação da pré-visualização com as fotos (380 a 1400nm).	$E_{VIR-R} = \sum_{380}^{1400} E_{\lambda} \times R(\lambda) \times \Delta\lambda$ $H_{VIR-R} = \sum_{380}^{1400} (E_{\lambda} \times \Delta t) \times R(\lambda) \times \Delta\lambda$	Resultado	Limite	Razão	λ (nm)	Resultado Pulso simples	Número de pulsos	Integração da exposição	Limite	Razão		
			0.0075	0.7	0.0107	464	0.0066	10	0.0664	4.0101	0.0166	0.0272	OK
						528	0.0067	10	0.0673	4.0101	0.0168	0.0168	OK
						626	0.0092	10	0.0920	4.0101	0.0229	0.0229	OK
						505	0.0029	10	0.0289	5.8824	0.0049	0.0049	OK
5.5.1.3 e 5.5.2.2	Exposição na córnea e cristalino para radiação infravermelha sem função peso (770 a 2500nm). Associação da pré-visualização com as fotos	$E_{IR-CL} = \sum_{770}^{2500} E_{\lambda} \times \Delta\lambda$ $H_{IR-CL} = \sum_{770}^{2500} H_{\lambda} \times \Delta\lambda$	Resultado	Limite	Razão	λ (nm)	Resultado Pulso simples	Número de pulsos	Integração da exposição	Limite	Razão		
			0.0829	0.1	0.8289	464	0	0	0	0.8909	0	0.8289	OK
						528	0	0	0	0.8909	0	0.8289	OK
						626	0	0	0	0.8909	0	0.8289	OK
						505	0	0	0	1.0122	0	0.8289	OK
5.5.1.4 e 5.5.2.3	Exposição a radiação visível e infravermelha para o segmento anterior sem a função peso (380 a 1200nm), apenas para feixes convergentes. Associação da pré-visualização com as fotos	$E_{VIR-AS} = \sum_{380}^{1200} E_{\lambda} \times \Delta\lambda$ $H_{VIR-AS} = \sum_{380}^{1200} H_{\lambda} \times \Delta\lambda$	Resultado	Limite	Razão	λ (nm)	Resultado Pulso simples	Número de pulsos	Integração da exposição	Limite	Razão		
			0.0829	20	0.0041	464	0.0507	10	0.5073	22.003	0.0231	0.0272	OK
						528	0.0514	10	0.5139	22.003	0.0234	0.0275	OK
						626	0.0703	10	0.7029	22.003	0.0319	0.0361	OK
						505	0.0221	10	0.2210	25.000	0.0088	0.0130	OK