

**PONTIFICA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL**  
**FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO DA FACULDADE DE ENGENHARIA**  
**ELÉTRICA**

**MÁRCIO STEFENON**

**Eng. Eletricista**

**ADAPTOMETRIA DE ESCURO PARA ESTUDOS DE RETINA**

**Porto Alegre**

**2013**

MÁRCIO STEFENON

Eng. Eletricista

**ADAPTOMETRIA DE ESCURO PARA ESTUDOS DE RETINA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dario F. G. de Azevedo PhD..

Porto Alegre

2013



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

FACULDADE DE ENGENHARIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

## ADAPTOMETRIA DE ESCURO PARA ESTUDO DE RETINA

**CANDIDATO: MÁRCIO STEFENON**

Esta Dissertação de Mestrado foi julgada para obtenção do título de MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

**DR. DARIO F. GUIMARÃES DE AZEVEDO - ORIENTADOR**

### BANCA EXAMINADORA

**DR. VICENTE MARIANO CANALLI - FENG - PUCRS**

**DR. ALEXANDRE ROSA FRANCO - DO PPGE/FENG - PUCRS**

**DRA. BERENICE A. DEDAUID - DO PGETEMA/FENG - PUCRS**

**PUCRS**

Campus Central

Av. Ipiranga, 6681 - Prédio 30 - Sala 103 - CEP: 90619-900

Telefone: (51) 3320.3540 - Fax: (51) 3320.3625

E-mail: engenharia.pg.eletrica@pucrs.br

www.pucrs.br/feng

## AGRADECIMENTOS

A realização deste trabalho somente foi possível graças à valiosa colaboração, direta ou indireta, de diversos colegas.

Portanto, minha gratidão para todas essas pessoas e de forma especial...

Ao Prof. Dr. Dario F. G. de Azevedo pela ajuda e orientação nos momentos mais difíceis na realização desse trabalho.

À direção do Hospital São Lucas por ceder equipamentos de pesquisa;

Aos funcionários do IPCT pelo suporte técnico, Sr. Arno Kieling Steiger e ao Sr. Sérgio Helegda;

Ao colega Vinicius Cene pelos auxílios;

Ao colega Moussa Ly, pela ajuda na realização das medidas no laboratório de física.

Ao professor Adriano Moehlecke por ter disponibilizado o laboratório de física.

Ao professor Odilon pelo auxílio aos equipamentos.

A todos os Professores e colegas do Programa de Pós-Graduação de Engenharia Elétrica da PUCRS pela convivência durante minha formação profissional;

À minha família, em especial a minha esposa Clara Medeiros, pela ajuda e compreensão nos momentos de ausência.

## RESUMO

A visão é um dos mais importantes sentidos do homem. Muitas doenças que afetam o sentido da visão estão relacionadas com a retina. Algumas dessas doenças afetam especificamente os fotorreceptores, células sensíveis à luz, que é o primeiro estágio da visão.

Os exames de adaptação ao escuro têm motivado o interesse no estudo de mecanismos de doenças de retina. Esse exame acessa diretamente as funções dos fotorreceptores por métodos não invasivos. A técnica consiste, em medir o tempo de recuperação da sensibilidade da retina, depois de expor a retina a uma quantidade controlada de luz.

Um equipamento de adaptometria ao escuro é utilizado para monitorar a resposta destas células a um estímulo luminoso e então revelar alguma deficiência no funcionamento.

Neste trabalho, estão descritos os procedimentos, cálculos, medidas e verificações necessárias para a calibração de um adaptômetro de escuro já existente. Este equipamento foi desenvolvido no Laboratório de Imagens da PUCRS, liderado pelo professor Dario Azevedo Ph.D. a partir de uma câmera de *fundus* modificada. Este adaptômetro de escuro é capaz de testar, de forma localizada, regiões da retina permitindo, a critério do examinador testar e mapear exclusivamente as regiões que forem do seu interesse e compensar eventuais movimentos oculares.

Para a calibração do adaptômetro de escuro, foi realizados diversos cálculos com base na revisão bibliográfica. Após, utilizando instrumentos como espectrofotômetro, espectroradiômetro, luxímetro e luminancímetro o adaptômetro de escuro foi calibrado. Foi verificado o funcionamento de cada bloco que compõe este instrumento.

Foram realizadas as medidas dos valores de iluminância do estímulo luminoso, luminância retinal, atenuações do adaptômetro de escuro, atenuação impostas pela fibra óptica, foi verificado toda a faixa de atenuação dos filtros (0 dB até 60 dB), também verificado o funcionamento das rodas de filtros e do shutter que são comandados pelos motores de passos. O adaptômetro de escuro atendeu todas as especificações, ou seja, os valores definidos nos cálculos neste trabalho foram atingidos.

## ABSTRACT

Vision is one of the most important senses of man. Many diseases that affect the sense of vision are related to the retina. Some of these diseases specifically affecting the photoreceptors, light-sensitive cells that is the first stage of vision.

The examinations of dark adaptation have motivated interest in the study of mechanisms of retinal diseases. This exam directly accesses the functions of the photoreceptors by non-invasive methods. The technique consists in measuring the time to recovery of sensitivity of the retina after exposing the retina to a controlled amount of light.

The dark adaptometry equipment is used to monitor the response of these cells to a light stimulus and then reveal some deficiency in the operation.

This work describes the procedures, calculations, measurements and verifications necessary for the calibration of an existing dark adaptometer. This equipment was developed in the Image Laboratory at PUCRS, led by Professor Dario Azevedo, Ph.D. from a modified *fundus* camera. This dark adaptometer is able to test localized regions of the retina, while visualizing the regions of interest, and therefore compensating for any eye movements.

For calibration of dark adaptometer, various calculations based on literature review was conducted. After using instruments such as spectrometer, radiometer, and light meter luminometer dark adaptometer was calibrated. The operation of each block that makes up this instrument was checked.

Measurements of illuminance values of the light stimulus, retinal luminance attenuation of dark adaptometer, attenuation imposed by optical fiber, was observed throughout the range of attenuation filters (0 dB to 60 dB), also checked the operation of the wheels were made and a shutter that filters are controlled by the motor steps.

The dark adaptometer met all specifications, i.e., the values set in the calculations in this work has been achieved.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Anatomia do olho humano .....	16
Figura 2: Estrutura da retina .....	19
Figura 3: Formato das células fotorreceptoras .....	21
Figura 4: Densidade de cones e bastonetes .....	22
Figura 5: Desenho esquemático de um fotorreceptor .....	23
Figura 6: Absorção espectral da Rodopsina, fotorreceptores bastonetes. ....	25
Figura 7: Curva de absorção dos fotorreceptores cones .....	26
Figura 8: Absorção de um fóton pela rodopsina .....	27
Figura 9: Ciclo visual rodopsina-retinal na haste, exibindo decomposição da rodopsina durante a exposição à luz.....	28
Figura 10: Fototransdução da luz .....	30
Figura 11: Diminuição do fluxo de ions de sódio e a hiperpolarização do bastonete .....	32
Figura 12: Fenômeno de Purkinje .....	34
Figura 13: Sensibilidade espectral para o sistema escotópico e fotópico.....	35
Figura 14: Espectro eletromagnético .....	37
Figura 15: Ângulo Sólido .....	39
Figura 16: Curva de Eficácia luminosa para o sistema fotópico e escotópico .....	40
Figura 17: (a) Iluminação direta (comum) (b) Iluminação Maxwelliana.....	43
Figura 18: Diagrama esquemático para medida da iluminância retinal .....	44
Figura 19: Lei de Ricco e Lei de Bloch.....	46
Figura 20: Curva da adaptação ao escuro .....	49
Figura 21: Composição da curva de adaptação ao escuro .....	50
Figura 22: Curvas de adaptação ao escuro de um paciente normal para 99%, 50% e 15% de <i>bleaching</i> . ....	53
Figura 23: Diagrama em blocos de um adaptômetro de escuro genérico.....	54
Figura 24: Adaptômetro AIDA visto do lado do investigador .....	58
Figura 25: Curvas de adaptação ao escuro usado para avaliar o tratamento .....	61
Figura 26: - Iluminância retinal .....	66
Figura 27: Proporção de bastonetes depletados em relação à energia utilizada (eixo horizontal) .....	68
Figura 28: Aberração Cromática .....	69
Figura 29: Aberração Esférica.....	70

Figura 30: Partes de uma fibra óptica.....	71
Figura 31: Ângulo crítico da fibra óptica .....	72
Figura 32: Diagrama óptico da câmera Zeiss® .....	74
Figura 33: (a) Câmera de <i>Fundus</i> Zeiss® modelo 300909 e (b) Fonte de Estímulos .....	75
Figura 34 Sensibilidade dos CCD's comparando com olho humano e a luz solar.....	76
Figura 35: Diagrama em blocos geral do adaptômetro projetado .....	78
Figura 36: Dispositivos utilizados no adaptômetro de escuro.....	79
Figura 37: (a) Roda de filtros 3, (b) Roda de filtros 2, (c) Roda de filtros 1, e (d) <i>shutter</i> .....	83
Figura 38: (a) diagrama óptico da fonte de estímulos e (b) vista real da lâmpada.....	84
Figura 39: Luxímetro Instruterm modelo LDR225 .....	85
Figura 40: Luminacímetro Minolta LS-110 .....	86
Figura 41: Resposta espectral do luminacímetro.....	87
Figura 42: Espectrômetro modelo Spectro 320 .....	87
Figura 43: Sensor modelo ISP40-101.....	88
Figura 44: Espectrofotômetro Lambda 950.....	89
Figura 45: Característica espectral da fonte de estímulos .....	92
Figura 46: Característica espectral da fonte de estímulos, para: (linha azul) o filtro de 500nm e (linha vermelha) o filtro de 650nm.....	93
Figura 47: Comparação da resposta espectral da fonte com as curvas de eficiência luminosa dos sistemas escotótico e fotópico.....	93
Figura 48: Levantamento espectral do campo luminoso .....	94
Figura 49: Levantamento espectral do filtro infravermelho.....	95
Figura 50: Gabarito utilizado nas medições .....	95
Figura 51: Raio ( $r_c$ ) do campo de iluminação .....	96
Figura 52: Estimulo projetado e centralizado no gabarito.....	97
Figura 53: Posição das medidas realizadas no campo de projeção .....	97
Figura 54: Estímulo de $1,5^\circ$ utilizado nos exames de adaptação ao escuro. ....	100
Figura 55: Atenuação do sistema para sinais monocromáticos.....	101
Figura 56: Diagrama óptico: (a) na saída da câmera, (b) usado no cálculo. ....	102
Figura 57: Determinação da atenuação do cristalino.....	104
Figura 58: posicionamento da Zeiss®, do luminacímetro em relação ao branco padrão.....	111
Figura 59: Representação do posicionamento das rodas de filtros.....	113
Figura 60: Acionamento do shutter .....	114

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Reflexão da luz nas superfícies internas do olho.....	18
Tabela 2: Perdas luminosas no olho. ....	36
Tabela 3: Relação para alguns valores entre luminância e iluminância retinal fotópico .....	42
Tabela 4: Tabela de comparação de parâmetros obtidos em curvas de adaptação ao escuro com 99% de <i>bleaching</i> para pacientes A, B e C.....	60
Tabela 5: Valores de iluminância medidos.....	98
Tabela 6: Relação da abertura formada e o diâmetro do diafragma.....	99
Tabela 7: Transmitância no cristalino em relação ao comprimento de onda .....	104
Tabela 8: Atenuações nas demais estruturas do olho humano .....	105
Tabela 9: Valores de quantidade energia para diferentes percentuais de depleção dos foto-pigmentos .....	106
Tabela 10: Quantidade de energia em relação à depleção dos foto-pigmentos.....	107
Tabela 11: Luminância Retinal considerando o tempo de aplicação do estímulo .....	108
Tabela 12: Valores da luminância Retinal.....	108
Tabela 13: Luminância retinal mais a atenuação do olho .....	109
Tabela 14: Luminância retinal, valor final .....	109
Tabela 15: Valores medidos de luminância retinal. ....	111
Tabela 16: Levantamento espectral da lâmpada.....	127
Tabela 17: Levantamento espectral dos filtros passa banda.....	130
Tabela 18: Levantamento espectral do campo luminoso.....	132
Tabela 19: valores para o cálculo da atenuação do olho humano, .....	134
Tabela 20: Valores de atenuação em relação ao posicionamento dos filtros, .....	136

## LISTA DE SÍMBOLOS

$\lambda$  – *Lambda*

sr – esterradiano

w – ângulo sólido

lm – lúmen

W – *Watt*

cd – candela

m – metro

Td – *troland*

s – segundo

ft-L – *foot-Lambert*

fc – *foot-candles*

lx – lux

mm – milímetro

nm – nanometro

mW – miliwatt

° – grau

°C – grau Celsius

cd/m<sup>2</sup> – candela por metro quadrado

lm/W – lúmen por watt

V – *Volt*

g/m<sup>2</sup> – grama por metro quadrado

dB – decibel

## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	14
1.1	OBJETIVOS.....	14
1.2	APLICAÇÃO .....	15
1.3	ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO .....	15
1.4	O OLHO HUMANO .....	16
1.4.1	A RETINA .....	18
1.4.2	Funcionamento da retina humana.....	18
1.4.3	Os fotorreceptores .....	22
1.4.4	Fotoquímica da visão.....	26
1.4.5	Sensitividade da retina.....	32
1.4.6	Sensibilidade ao espectro visível.....	33
1.5	ATENUAÇÃO NO OLHO HUMANO .....	35
1.6	RADIOMETRIA .....	37
1.6.1	Unidades de Medidas .....	37
1.6.2	Convenção de medida .....	38
1.7	ILUMINÂNCIA RETINAL.....	40
1.8	ILUMINAÇÃO MAXWELLIANA.....	42
1.9	PSICOFÍSICA DA VISÃO .....	45
2	ADAPTOMETRIA AO ESCURO.....	48
2.1	CONSIDERAÇÕES MÉDICAS SOBRE A CURVA DE ADAPTAÇÃO AO ESCURO .....	53
2.2	COMPONENTES DE UM ADAPTÔMETRO AO ESCURO GENÉRICO.....	54
2.2.1	Fonte de luz de <i>bleaching</i> .....	55
2.2.2	Fonte de Estímulos .....	55
2.2.3	Ponto de Fixação .....	56
2.2.4	Sinal de Resposta.....	56
2.2.5	Sistema de Projeção.....	56
2.3	ADAPTÔMETRO PARA USO CLINICO.....	57
2.4	NOVA CONCEPÇÃO DE UM ADAPTÔMETRO DE ESCURO .....	57
2.5	RELEVÂNCIA MÉDICA DO NOVO ADAPTÔMETRO .....	59
2.6	PROCEDIMENTO DE TESTES DE ADAPTAÇÃO AO ESCURO.....	61
2.6.1	Fotometria .....	62

2.6.2	Fluxo Luminoso $F_v$ .....	62
2.6.3	Intensidade Luminosa $I_v$ .....	63
2.6.4	Luminância $L_v$ .....	63
2.6.5	Iluminância $E_v$ .....	64
2.7	ILUMINÂNCIA RETINAL.....	64
2.7.1	Luz de <i>Bleaching</i> .....	67
2.8	ABERRAÇÃO EM LENTES .....	68
2.8.1	Aberração Cromática.....	68
2.8.2	Aberração Esférica .....	69
2.9	FIBRA ÓPTICA.....	70
3	ADAPTÔMETRO DE ESCURO.....	73
3.1	DESCRIÇÃO DO EQUIPAMENTO.....	73
3.2	CÂMERA DE <i>FUNDUS</i> .....	73
3.2.1	Funcionamento da Câmera Zeiss® .....	74
3.3	SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE IMAGEM.....	75
3.4	PONTO DE FIXAÇÃO LUMINOSO .....	76
3.5	DIAFRAGMA PARA LIMITAÇÃO DO CAMPO LUMINOSO .....	77
3.5.1	Suporte do diafragma .....	77
3.5.2	Cabo de Fibra Óptica.....	78
3.6	FONTE DE ESTÍMULOS .....	78
3.6.1	Descrição do funcionamento da Fonte de Estímulos .....	81
3.6.2	Instrumentação .....	85
3.7	CALIBRAÇÃO DO EQUIPAMENTO .....	90
3.7.1	Ambiente de testes.....	90
4	RESULTADOS .....	91
4.1	LEVANTAMENTO ESPECTRAL .....	91
4.1.1	Levantamento espectral da lâmpada.....	91
4.1.2	Levantamento espectral dos filtros passa-banda .....	92
4.1.3	Levantamento espectral do campo luminoso .....	94
4.1.4	Levantamento espectral da iluminação infravermelha da Zeiss® .....	94
4.2	HOMOGENEIDADE DO ESTÍMULO LUMINOSO.....	95
4.2.1	Variação da intensidade no campo de <i>bleaching</i> .....	96
4.2.2	Magnificação do estímulo .....	98
4.3	GANHO DO EQUIPAMENTO .....	100

4.4	CAMPO DE VISÃO DA CÂMERA CCD.....	102
4.4.1	Distorção espacial.....	103
4.5	ATENUAÇÃO DO CAMPO DE <i>BLEACHING</i> NO OLHO HUMANO.....	103
4.6	CÁLCULO DA ILUMINÂNCIA RETINAL.....	105
4.6.1	Medida da Reflectância do papel de barita (“branco padrão”).....	107
4.6.2	Cálculo da Energia da Iluminação do Campo de <i>bleaching</i> .....	107
4.6.3	Medida dos valores de Luminância.....	110
4.7	RISCOS.....	112
4.8	CALIBRAÇÃO DA FONTE DE ESTÍMULOS.....	112
4.8.1	Controle dos motores.....	113
4.8.2	Controle do estímulo.....	114
4.9	Controle na refrigeração.....	115
5	CONCLUSÃO.....	116
5.1	TRABALHOS FUTUROS.....	116
6	REFERÊNCIAS.....	118
	ANEXO 1.....	120
	APÊNDICE A.....	121
	APÊNDICE B.....	125
	APÊNDICE C.....	127
	APÊNDICE D.....	130
	APÊNDICE E.....	132
	APÊNDICE F.....	134
	APÊNDICE G.....	136

## 1 INTRODUÇÃO

Uma vez entendendo a fisiopatologia de uma determinada doença, pode-se buscar a cura. Muitas doenças de retina apresentam alterações morfológicas em sua estrutura. Algumas delas afetam diretamente os fotorreceptores, células especializadas para detecção da luz, causando perda progressiva da sensibilidade visual e frequentemente levando a cegueira. Estudos em pacientes com degeneração da retina mostraram anormalidades durante a adaptação ao escuro. Uma das dificuldades na investigação dessas doenças é a realização desses exames em áreas localizadas na retina (Azevedo, 1996).

Com a adaptometria ao escuro estudam-se as células fotorreceptoras (cones e bastonetes), o mecanismo da neurofisiologia da visão e sua psicofísica e finalmente ajuda a entender as células fotorreceptoras em doenças oculares como a Retinose Pigmentar e a Degeneração Macular Senil.

O adaptômetro de escuro desenvolvido pelo Prof. Dario Francisco Guimarães de Azevedo Ph.D. (1996) é capaz de medir a adaptação ao escuro de pacientes com problemas de fixação e possibilitar exames em regiões localizadas da retina. Instrumento semelhante desenvolvido pela equipe de Engenharia Biomédica da PUCRS, lideradas pelo professor Dario Azevedo Ph.D., apresenta as seguintes características: realiza exames não invasivos, visualiza o fundo do olho durante um exame, permite o controle da intensidade, duração e cor do estímulo luminoso, varia a posição do estímulo durante um exame, gera um estímulo e grava seus dados de forma automática, visualiza esses dados em tempo real, relaciona com os valores normais de adaptação ao escuro e calcula o limiar mínimo de visão a cada instante.

### 1.1 OBJETIVOS

O objetivo desta dissertação é adequação ao uso clínico do adaptômetro de escuro, realizar testes de calibração dos blocos que compõe instrumento com base na bibliografia, realizar os cálculos dos parâmetros do campo de *bleaching* e dos estímulos luminosos, realizar o levantamento espectral das fontes luminosas, verificar as perdas por *threshold* com base nos filtros utilizados, verificar a homogeneidade do estímulo luminoso, verificar os ganhos do instrumento, realizar a calibração da faixa de atenuação de 0dB até 60dB, verificar o acionamento dos motores de passo (escorregamento) e verificar a refrigeração interna da fonte de estímulos.

## 1.2 APLICAÇÃO

Os mecanismos causadores de muitas doenças incuráveis de retina que levam à cegueira permanecem desconhecidos. Algumas das doenças principalmente que afetam os fotorreceptores, causam progressiva perda de sensibilidade e frequentemente levando a cegueira. Recentes estudos da degeneração hereditária da retina em pacientes mostram anormalidade na adaptação ao escuro e tem motivado o interesse na adaptometria ao escuro (Alexander et al. , 1984, 1995; Azevedo et al., 1995; Bird, 1995; Brown et al., 1986a, b; Fishman et al., 1991, 1994; Jacobson et al., 1991, 1994; Kemp et al., 1992, 1993, 1994; Steinmetz et al., 1992, 1993). Uma das dificuldades em investigar o mecanismo da doença de degeneração da retina em humanos é a falta de testes sensíveis e confiáveis da função localizada da retina.

O adaptômetro de escuro (IDA), equipamento projetado pela equipe liderada pelo Professor Dario F. G. Azevedo Ph.D., equipe essa formada por: Eng. Sergio Helegda, MSc, Eng. Eduardo Grigolo, MSc, Médico Otávio Sá, MSC, com colaboração do Técnico em Óptica do IPTC – PUCRS, o Sr. Arno Kieling. O IDA inclui uma câmera de *fundus* Zeiss® modificada, uma fonte de luz automatizada e um computador. Seu funcionamento depende de uma unidade de gerenciamento central, pela qual o operador controla a fonte de estímulos interagindo com a resposta do paciente. Estes estímulos, bem como todos os necessários para o adaptômetro, são fornecidos ao paciente por meio da câmera de *fundus*. O operador possui um sistema para visualizar as imagens de fundo de olho e determinar onde será aplicado o estímulo. O IDA é capaz de medir a adaptação ao escuro de pacientes com problemas de fixação e possibilitar exames em regiões localizadas na retina.

## 1.3 ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO

Uma revisão bibliográfica básica de anatomia e fisiologia do olho, radiometria, psicofísica e considerações médicas é apresentada a partir do item 1.4.

No segundo capítulo, são apresentados detalhes de adaptometria ao escuro, incluindo a descrição de um modelo com os principais componentes envolvidos: luz de *bleaching*, ponto de fixação, fonte de estímulos luminosos, sinal de resposta e sistemas de projeção. A importância clínica de sua utilização bem como os modelos mais utilizados estão descritos nesse capítulo.

O terceiro capítulo, apresenta Adaptômetro de Escuro.

O quarto capítulo apresenta os resultados obtidos na calibração e validação do adaptômetro ao escuro.

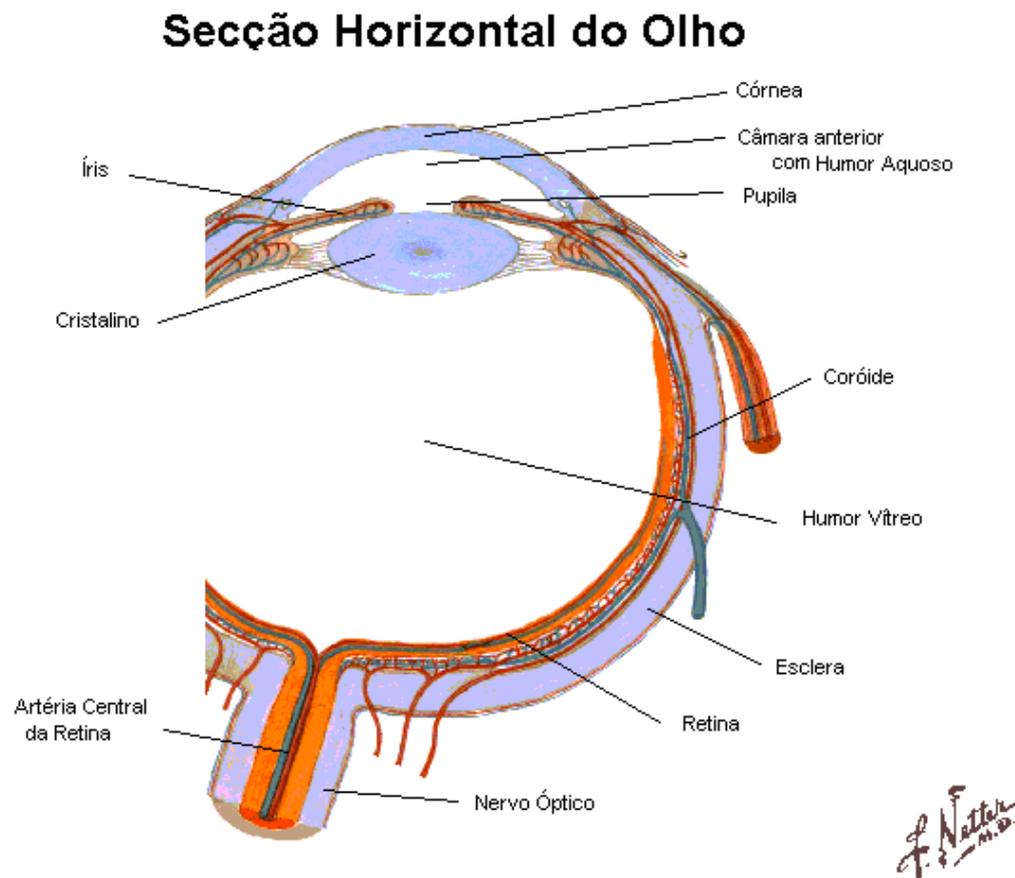
As conclusões obtidas com a Fonte de Estímulos Controlada para Exames na Retina em adaptometria ao escuro estão descritas no quinto capítulo bem como sugestões para trabalhos futuros são também apresentadas neste capítulo.

#### 1.4 O OLHO HUMANO

O olho é a extensão do nosso sistema nervoso responsável pela formação e detecção das imagens vistas. Possui forma aproximadamente esférica e situa-se na cavidade óssea do crânio chamada órbita.

A Figura 1 mostra a anatomia do olho humano.

Figura 1: Anatomia do olho humano



Fonte: Adaptado de F.Netter (1997)

Os raios luminosos, antes de serem detectados, precisam passar através de vários meios transparentes internos ao olho.

A córnea permite a passagem de ondas de luz para o interior do globo ocular. A córnea é uma extensão da esclera, uma estrutura opaca e esbranquiçada, responsável pelo revestimento exterior do globo ocular. Na córnea ocorre a maior refração de luz.

A seguir, os raios luminosos passam pela câmara anterior do olho, onde se encontra um líquido viscoso chamado humor aquoso.

A Iris, um músculo contrátil opaco e pigmentado em sua superfície, regula a quantidade de luz adequada que poderá penetrar no olho, ou seja, nem toda a luz atinge a área posterior do olho. Este músculo, que dá a cor aos nossos olhos, opera como um diafragma ao aumentar ou diminuir uma abertura em seu centro, a pupila.

Imediatamente atrás da íris, o cristalino toma a espessura adequada para focar o feixe de luz na retina, conforme constrição ou relaxamento do corpo ciliar ligado a ele. Ao se contrair, o músculo altera a curvatura da superfície do cristalino. Esse mecanismo é chamado acomodação, e permite a visualização de imagens nítidas mesmo que a distância do objeto ao olho se modifique.

Atravessando o cristalino, a luz chega a um espaço interno do olho cheio de um líquido gelatinoso chamado humor vítreo.

Após ter atravessado o humor vítreo, a luz é projetada no fundo do olho em uma estrutura chamada retina.

O sistema óptico do olho, formado por suas estruturas transparentes, filtram grande parte da radiação na faixa do ultravioleta. Esse tipo de radiação é nociva à retina (Esteves, 1995).

Quando os raios luminosos passam por dois meios com grandes diferenças de densidades, parte dos raios se refratam, continuando o trajeto, e parte dos raios se refletem. Os raios refletidos são responsáveis pela perda de energia luminosa. Isso acontece nas faces anterior e posterior da córnea, dando lugar ao fenômeno das imagens de Purkinje.

A quantidade de luz refletida no olho foi calculada por Raeder (1922) com os seguintes valores na Tabela 1:

Tabela 1: Reflexão da luz nas superfícies internas do olho

<b>Superfície</b>	<b>Perdas por Reflexão(%)</b>
Superfície anterior da córnea	2,5%
Superfície posterior da córnea	0,024%
Superfície anterior do cristalino	0,036%
Superfície posterior do cristalino	0,030%

Fone: Adaptado de Houssay (1951)

Isso quer dizer que a superfície anterior da córnea é 100 vezes mais iluminada que a posterior e umas 700 vezes mais que o cristalino.

#### 1.4.1 A RETINA

A Retina é responsável pela transdução, detecção, digitalização, processamento, codificação e transmissão ao córtex visual das imagens projetadas sobre a sua superfície. A retina é uma região ricamente vascularizada e cobre quase toda a superfície interna do olho.

Mais do que uma camada de células sensíveis à luz, a retina executa ainda estágios de processamentos da imagem nela projetada (Levine, 1991). A retina tem grande complexidade funcional e é considerada como parte integrante do sistema nervoso central.

A retina realiza um controle automático de ganho diminuindo a amplificação do sistema de visão global durante um incremento da intensidade da luz. A principal consequência do controle automático de ganho é que a informação sobre o contraste na cena é extraída independente do nível de iluminação. O cérebro consegue, desta forma, distinguir informações sobre a cena em vez do nível de luz (Pugh and Lamb, 1993; Lamb, 1990).

#### 1.4.2 Funcionamento da retina humana

O olho pode ser visto como um sistema de projeção; uma representação do mundo real é projetada na superfície sensível a luz, a retina, onde a luz é convertida em um sinal eletroquímico e enviada aos centros superiores do cérebro.

Na retina a luz atravessa as camadas de neurônios transparentes antes de ser absorvida pelos fotorreceptores.

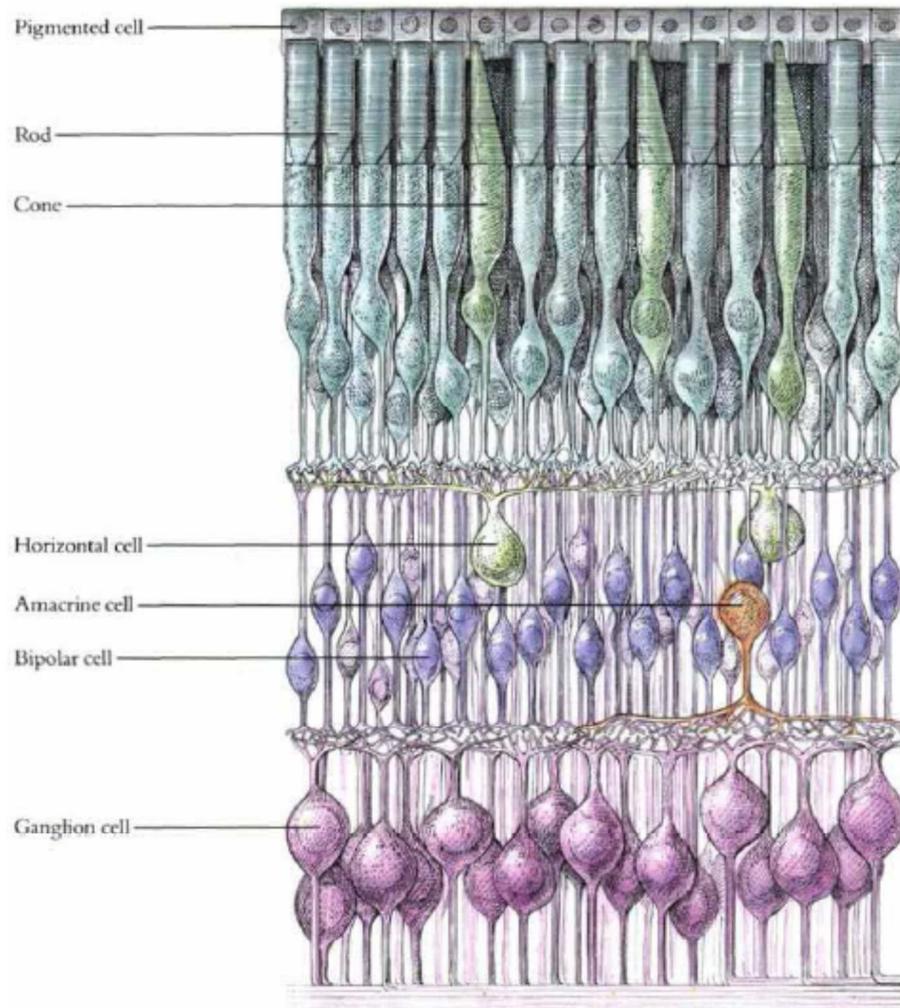
A superfície interna da retina é constituída por seis camadas de células:

1. Células ganglionares;
2. Células amácrimas;
3. Células bipolares;

4. Células horizontais;
5. Células fotorreceptoras (cones e os bastonetes);
6. Células do epitélio.

A Figura 2 mostra a estrutura da retina.

Figura 2: Estrutura da retina



Fonte: Maria Petrou (2008)

A retina possui uma espessura total de algumas centenas de micrometros. Na parte central da retina, está a mácula. Uma pequena área que é especialmente capaz de uma visão mais detalhada e precisa, pois os vasos sanguíneos, células ganglionares e todas as outras estruturas são deslocadas para o lado. Esse arranjo permite que a imagem chegue até as células fotorreceptoras com menor distorção, pois a luz ao passar por um meio muito heterogêneo, a retina, torna-se muito difusa.

A luz necessita passar por todas as camadas de células mais internas antes de incidir sobre as células fotorreceptoras como visto na Figura 2. Porém a perda de luz devido a este arranjo é desprezível, pelo fato da retina ser extremamente fina e composta por células quase transparentes. Esta desvantagem é compensada pela vantagem dos receptores estarem numa posição próxima ao epitélio pigmentar, estrutura responsável pela nutrição.

O epitélio pigmentar impede a reflexão da luz no globo ocular, pois sem esse pigmento os raios luminosos seriam refletidos em todas as direções no interior do olho causando iluminação difusa da retina, sem os contrastes de pontos claros e escuros necessários à formação de uma imagem nítida.

As células pigmentares têm prolongamentos que se estendem parcialmente para dentro da camada dos fotorreceptores, e servem também, para fixação mecânica entre essas duas camadas. As células pigmentares também têm outras funções, como a fagocitose das extremidades dos segmentos externos dos bastonetes, que são continuamente eliminadas. Outra função importante dessas células é a redução do transretinal, captado dos fotorreceptores, e sua transformação novamente em 11-cis-retinal, a forma de retinal que se combina com a opsina nos fotorreceptores. O 11-cis-retinal é transportado de volta aos fotorreceptores (Aires, 2000). Esse ciclo será visto detalhadamente mais adiante.

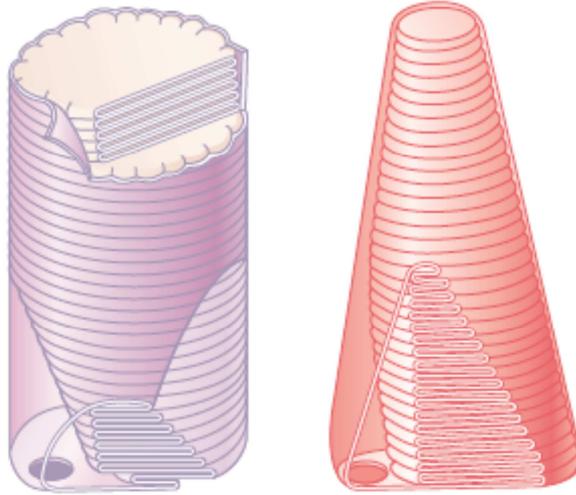
As células horizontais, bipolares e amácrimas são as responsáveis pela transmissão dos sinais provenientes das células fotorreceptoras para as células ganglionares. As células ganglionares enviam os sinais de saída da retina através de seus longos axônios. As informações visuais captadas chegam ao córtex visual pelo nervo óptico como potenciais de ação (Guyton, 2006).

As células fotorreceptoras são as únicas sensíveis à luz. Essas células tem a tarefa de transformar estímulos luminosos em sinais nervosos. Morfologicamente elas se dividem em dois tipos distintos:

1. Cones, que são responsáveis pela visão a cores, visão diurna;
2. Bastonetes, que são responsáveis pela visão no escuro, visão noturna.

Os bastonetes têm a forma cilíndrica enquanto os cones têm um formato cônico. A Figura 3 mostra a forma dessas células fotorreceptoras.

Figura 3: Formato das células fotorreceptoras



Fonte: Guyton (2006)

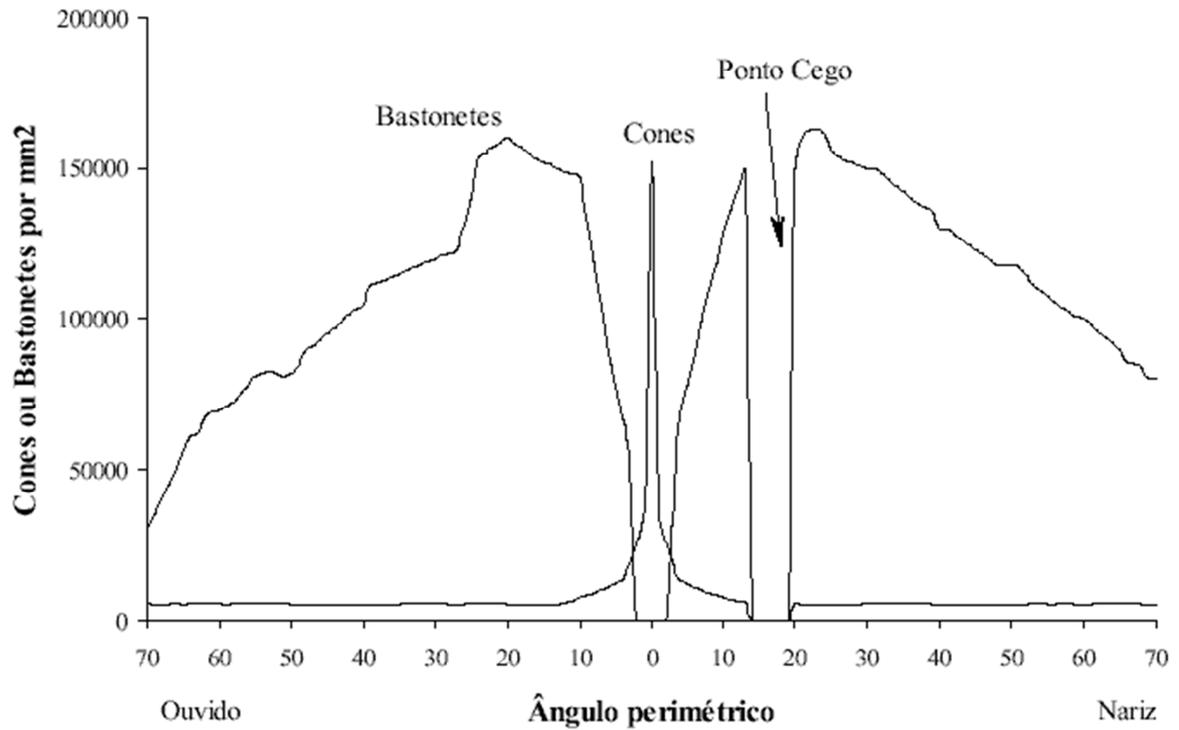
No olho humano, os cones e bastonetes não estão distribuídos uniformemente na retina. A fóvea está localizada próxima ao centro da retina ao longo do eixo principal do olho. Na fóvea estão localizados os cones, não existem bastonetes nesta região. A fóvea é a parte da retina humana especializada na visão detalhada. Quando direcionados os olhos para um objeto em particular, o que está acontecendo é que os olhos estão sendo posicionados de tal forma que a imagem deste objeto incida na fóvea.

Os bastonetes por sua vez, estão localizados na periferia da retina. Responsáveis, portanto pela visão periférica.

A retina contém 100 milhões de bastonetes e 3 milhões de cones, enquanto o número de células ganglionares é de apenas 1,6 milhões. Assim, para cada fibra do nervo óptico convergem, em média, 60 bastonetes e 2 cones (Guyton, 2006).

A Figura 4 mostra a distribuição dos cones e bastonetes no olho humano. Sua curva descreve a densidade de fotorreceptores, em  $\text{mm}^2$ , encontrados ao longo da linha horizontal que passa através da fóvea. Essa linha descreve o ângulo, em graus, formado pelo olho. Na região do disco óptico não existe nenhum dos dois receptores, local onde as fibras do nervo óptico saem do olho para o cérebro é o ponto cego.

Figura 4: Densidade de cones e bastonetes



Fonte: Azevedo (1996)

### 1.4.3 Os fotorreceptores

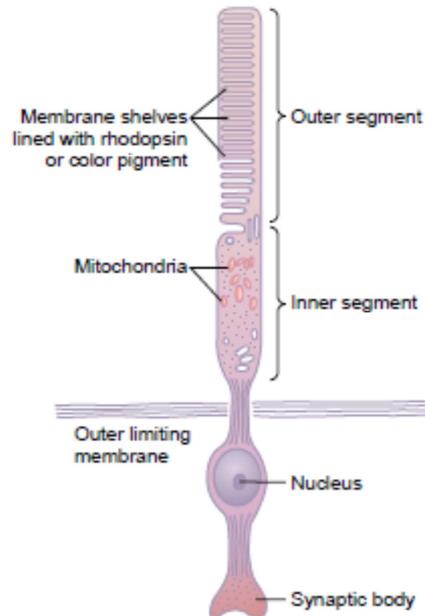
As células fotorreceptoras formam dois tipos de sistemas: os cones formam o sistema fotópico, visão diurna e os bastonetes formam o sistema escotópico, visão noturna.

Apesar dos cones e bastonetes serem distintos morfologicamente, a estrutura funcional interna de ambos pode ser representada de uma mesma forma.

1. Segmento externo;
2. Segmento interno;
3. Corpo sináptico.

A Figura 5 mostra os principais segmentos de um fotorreceptor (Guyton, 2006):

Figura 5: Desenho esquemático de um fotorreceptor



Fonte: Guyton (2006).

O segmento interno é mais próximo ao humor vítreo e o segmento outro externo é voltado para a esclera. São unidos por um delgado colo, cuja estrutura interna é igual à de um cílio não móvel. Em outras palavras, o fotorreceptor é uma célula ciliada modificada (Guyton, 2006).

No segmento interno ficam o núcleo, o retículo endoplasmático e numerosas mitocôndrias, enquanto que em sua base, ficam os centríolos e as bases dos nove filamentos ciliares.

O corpo sináptico é a região dos fotorreceptores responsável pelo envio da informação visual captada. Seu terminal sináptico faz os contatos sinápticos com outros neurônios.

No segmento externo, encontra-se uma substância química sensível à luz. Essa substância é chamada de pigmento visual, e é a responsável pela fototransdução da luz. A organização do segmento difere tanto na forma como na disposição do fotopigmento. Quanto à forma, o bastonete é cilíndrico e relativamente longo, enquanto o cone é alargado na base estreitando-se até o ápice.

Quanto à disposição, o fotopigmento encontra-se em discos achatados formados pela sobreposição de duas membranas internas, como representado na Figura 3. Os segmentos externos dos bastonetes são mais longos que os dos cones, e seus discos flutuam livremente. Os segmentos externos dos cones também contêm discos membranosos associados ao

fotopigmento, mas os segmentos externos dos cones não são tão longos. Seus discos são constituídos por pregas na membrana celular, formando uma continuação de sua superfície. Tanto nos cones como nos bastonetes, os discos estão sobrepostos uns sobre os outros ao longo de todo segmento externo.

As invaginações aumentam de forma considerável a área superficial da membrana nas células fotorreceptoras, permitindo que um grande número de pigmentos visuais fique ligado nas proteínas de sua membrana (Lamb, 1999). Nos bastonetes existem cerca de  $10^8$  moléculas de rodopsina para cada segmento externo. Em cada célula fotorreceptora, existem centenas de milhares desses discos, com área total de sua superfície da ordem de  $10^5$  microns quadrados (Aires, 2000).

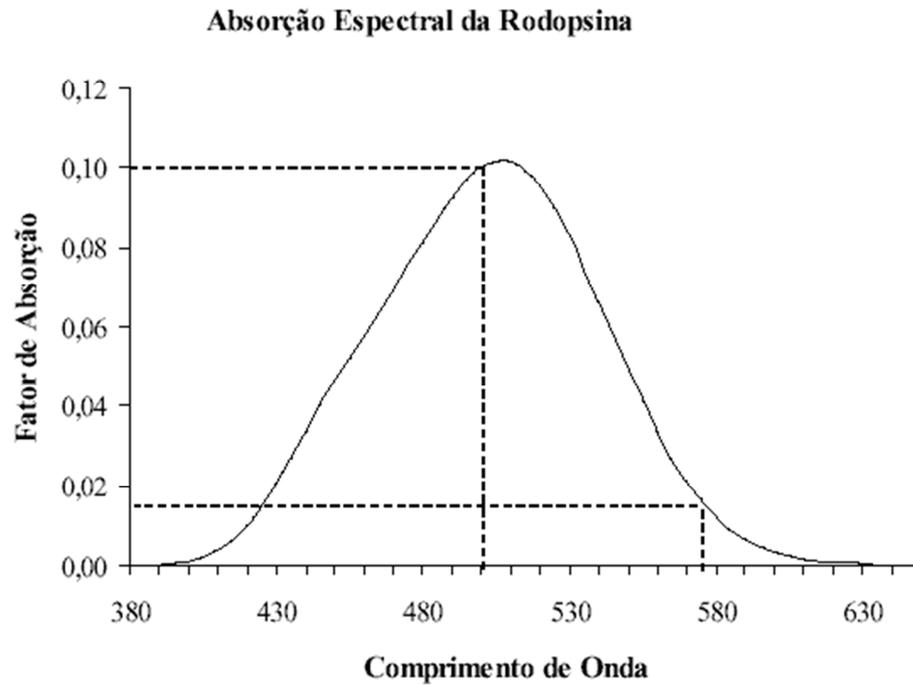
O fotopigmento é sintetizado no segmento interno e incorporado às membranas do segmento externo. Os discos formados por essas membranas são constantemente renovados e migram em direção ao ápice do segmento dos fotorreceptores, onde são descartados e removidos por atividade fagocitária das células do epitélio pigmentar.

As características morfológicas entre os cones e os bastonetes fazem com que esses fotorreceptores tenham também propriedades distintas. A quantidade dos discos empilhados (e quantidade de pigmento visual) é muito maior nos bastonetes do que nos cones. Isso possibilita um aumento significativo de sua sensibilidade à luz. Um único fóton pode provocar uma resposta de um bastonete, enquanto são necessárias várias centenas de fótons para a resposta de um cone (Guyton, 1992).

O que define a resposta de um fotorreceptor, a diferentes faixas do espectro, é a probabilidade dos pigmentos absorverem um fóton com aquele dado comprimento de onda (Levine, 1991).

O pigmento visual, no caso dos bastonetes, é a rodopsina, e tem seu pico de sensibilidade (correspondendo ao pico de absorção) em 505nm conforme pode ser observado na Figura 6. No caso dos cones, podem existir três tipos distintos de substâncias fotossensíveis, que são: pigmento sensível ao azul (*cyanolabe*), pigmento sensível ao verde (*chlorolabe*) e pigmento sensível ao vermelho (*erythrolabe*).

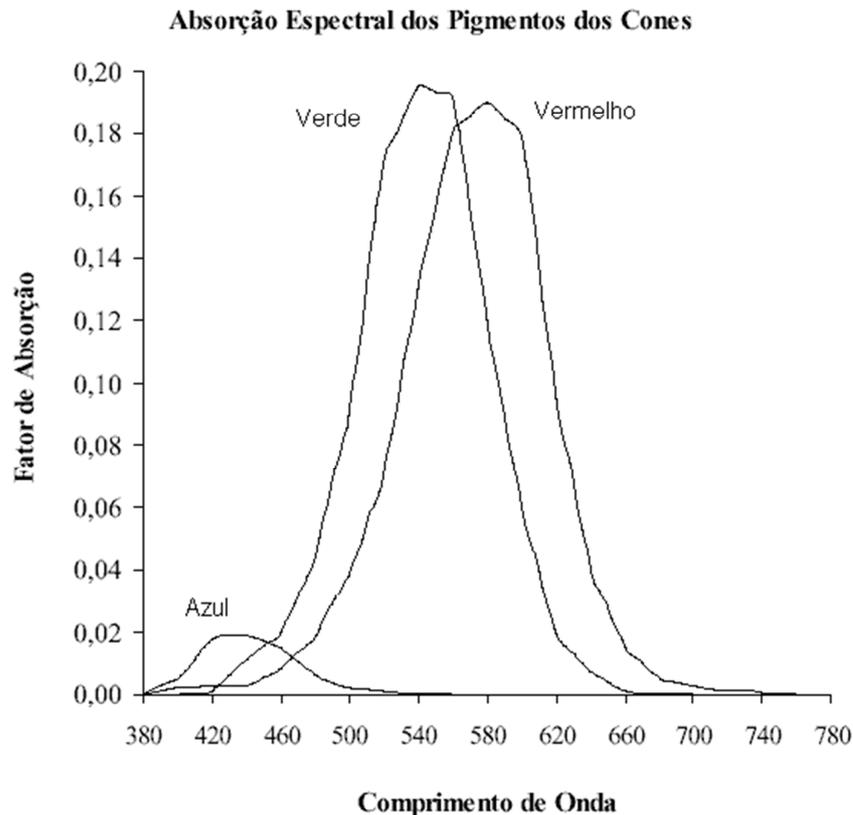
Figura 6: Absorção espectral da Rodopsina, fotorreceptores bastonetes.



Fonte: Adaptado de Martino (2001).

A Figura 7 mostra a resposta espectral dos cones para diferentes estímulos cromáticos. Deve-se notar que o pico de sensibilidade do cone azul ocorre com luz de comprimento de onda 445nm; o cone verde responde de forma máxima com luz de comprimento de onda 535nm; enquanto o cone vermelho responde com intensidade máxima à luz com comprimento de onda de 570nm. No entanto, os espectros de absorção desses pigmentos se superpõem consideravelmente, ou seja, um tipo de cone também pode responder aos comprimentos de onda em torno do valor de pico.

Figura 7: Curva de absorção dos fotorreceptores cones



Fonte: Adaptado de Martino (2001)

#### 1.4.4 Fotoquímica da visão

Ambos os cones e bastonetes contêm substâncias químicas fotossensíveis que se decompõem por exposição à luz. O pigmento fotossensível presente nos bastonetes é chamado rodopsina.

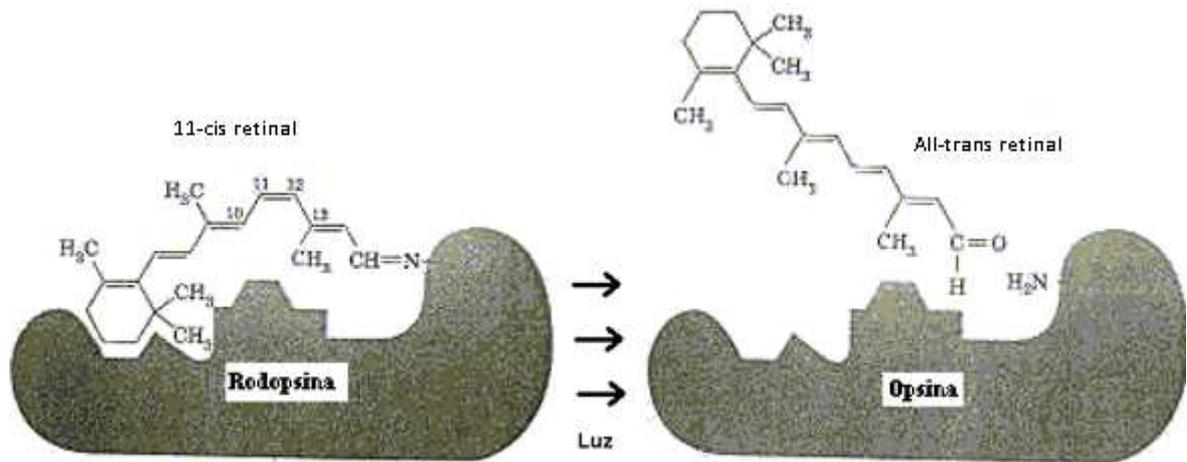
A rodopsina é uma proteína conjugada, constituída pela forma aldeído da vitamina A, o retinal, ligada a um radical proteico incolor, a opsina. O retinal é um tipo particular de retinóide chamado 11-cis retinal. Esta forma cis do retinal é importante porque só ela é capaz de se ligar à opsina.

A relação básica do processo fotoquímico da visão pode ser assim representada:



A absorção de um fóton ( $h\nu$ ), menor unidade quântica possível de energia luminosa, provoca uma alteração na configuração do retinal, de 11-cis-retinal para *all-trans-retinal*, gerando uma modificação isomérica na molécula de rodopsina. A Figura 8 mostra essa alteração.

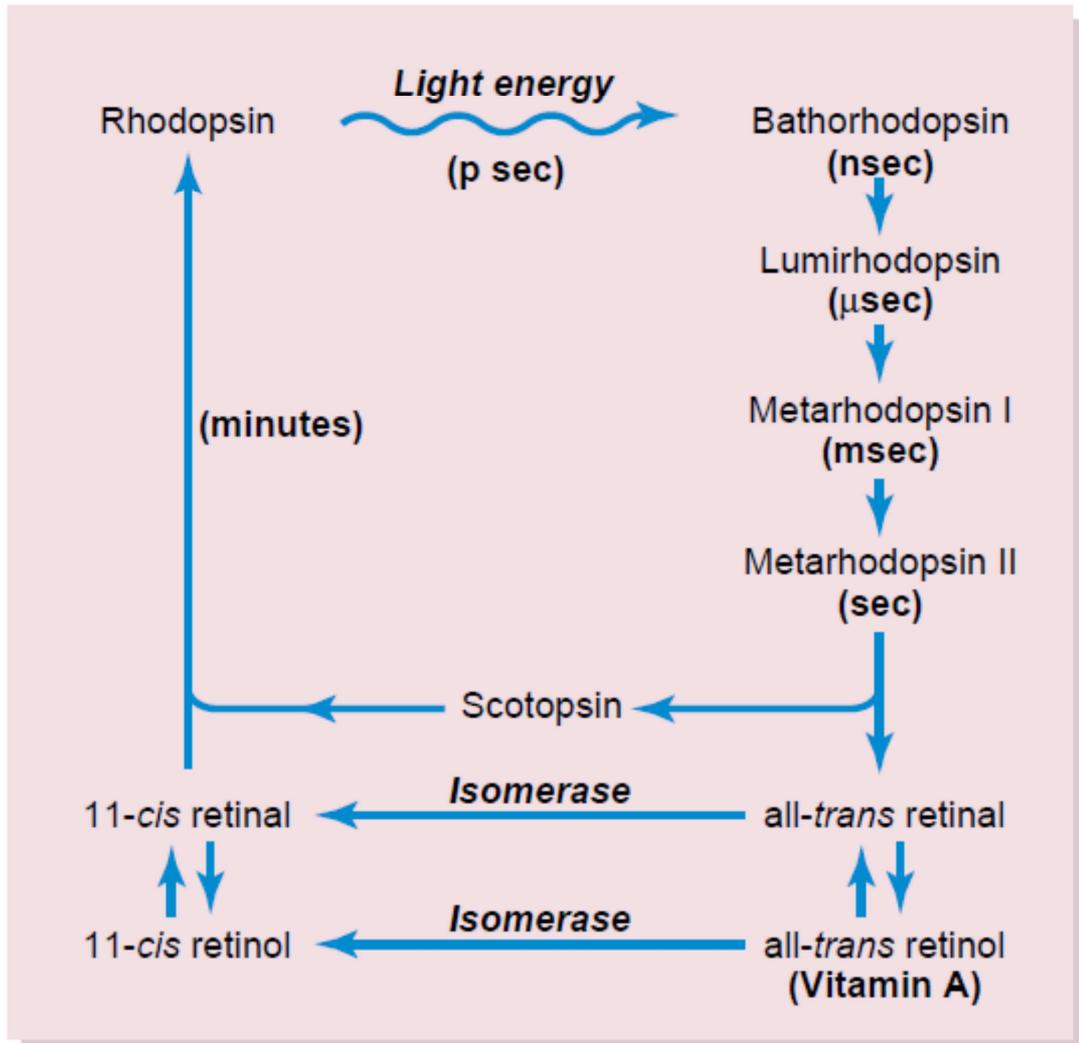
Figura 8: Absorção de um fóton pela rodopsina



Fonte: Azevedo (1996)

Como mostra a Figura 9, quando a energia luminosa é absorvida pela rodopsina, tem início a decomposição da rodopsina. Isso é causado pela fotoativação de elétrons na porção retinal da rodopsina, o que leva à modificação instantânea da forma cis do retinal para uma forma all-trans. Devido à nova orientação molecular tridimensional, os sítios ativos do retinal *all-trans* não mais se ligam aos sítios reativos da proteína escotopsina, fazendo com que o retinal se separe da opsinina. O produto imediato é a batorrodopsina, que é a combinação parcialmente separada do all-trans retinal e a opsinina. A batorrodopsina é um composto extremamente instável que se transforma em lumirrodopsina que, por sua vez, em metarrodopsina I. A metarrodopsina I se transforma em um composto um pouco mais estável que é a metarrodopsina II. Esse composto dá origem a dois novos produtos completamente separados: escotopsina e all-trans retinal (Guyton, 2006).

Figura 9: Ciclo visual rodopsina-retinal na haste, exibindo decomposição da rodopsina durante a exposição à luz.



Fonte: Guyton (2006).

Função da vitamina A para a formação de rodopsina: existe um segundo percurso químico pelo qual *all-trans-retinal* pode ser convertida em 11-cis retinal. Isto é por conversão: primeiro *all-trans retinal* para *all-trans retinol*, a qual é uma forma de vitamina A. Em seguida, o *all-trans retinol* é convertido em *11-cis-retinol*, sob a influência da enzima isomerase. Finalmente, o *11-cis retinol* é convertido em *11-cis retinal*, que se combina com escotopsina para formar nova rodopsina.

A vitamina A está presente tanto no citoplasma dos bastonetes como na camada de pigmento da retina. Portanto, a vitamina A está normalmente disponível para formar novo *retinal* quando necessário. Por outro lado, quando há um excesso de *retinal* na retina, é

novamente convertido em vitamina A, reduzindo assim a quantidade de pigmento sensível à luz na retina.

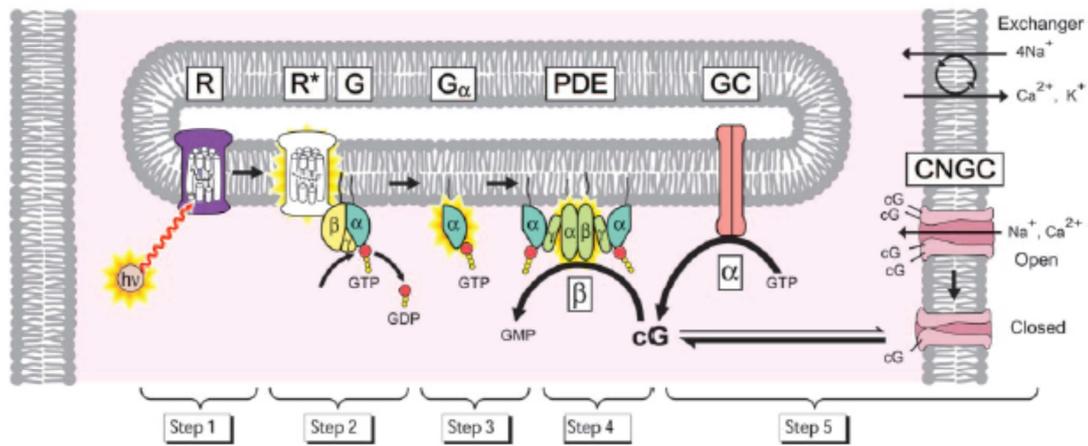
A cegueira noturna ocorre em qualquer pessoa com grave deficiência de vitamina A. A razão para isto é simples, sem que a vitamina A, as quantidades do retinal e rodopsina que podem ser formados são severamente reduzidas. Esta condição é chamada cegueira noturna, pois a quantidade de luz disponível à noite é muito pouco para permitir a visão adequada para pessoas com deficiência de vitamina A. Para que ocorra a cegueira noturna, geralmente uma pessoa tem de permanecer com uma dieta deficiente em vitamina A por meses. Grandes quantidades de vitamina A, são normalmente armazenados no fígado e podem ser disponibilizados para os olhos. A deficiência de vitamina A pode ser revertida em menos de 1 hora por injeção intravenosa.

Conforme detalhado nos próximos cinco passos, a foto-ativação da proteína G ocorre após a absorção do fóton ( $h\nu$ ). A rodopsina ativada ( $R^*$ ), repetidamente se liga as moléculas da proteína G catalisando à troca do GDP pelo GTP, produzindo a forma ativa do  $G\alpha$ -GTP. Dois  $G^*$  se ligam para inibição da subunidade  $\gamma$  da fosfodiesterase (PDE), ativando uma ou ambas as unidades  $\alpha$  ou  $\beta$ , que então catalisa a hidrólise do GMP cíclico (cG). A consequente redução da concentração do citoplasma do cGMP conduz ao fechamento dos canais cíclicos de nucleótidos e bloqueio da entrada do fluxo de  $Na^+$  e  $Ca^{2+}$ , reduzindo assim a circulação de corrente elétrica.

O trocador de  $Na^+$ ,  $Ca^{2+}$  e  $K^+$  não está diretamente envolvido na fotoativação; no entanto, continua bombeando  $Ca^{2+}$  para fora, durante a resposta a luz, de modo que a concentração de  $Ca^{2+}$  diminua auxiliando a recuperação da resposta estimulando a *guanylyl cylcase* (cG), ativando outros mecanismos de retorno do  $Ca^{2+}$ .

A Figura 10 mostra os 5 (cinco) passos da foto transdução da luz.

Figura 10: Fototransdução da luz



Fonte: Lamb (2006)

1º passo: ativação da rodopsina: o fóton é absorvido por uma molécula da rodopsina no segmento externo, Figura 10, ativando a rodopsina R\*.

2º passo: A rodopsina R\* ou metarrodopsina II é um composto enzimaticamente ativo que age sobre a proteína-G da membrana, a transducina. Neste estado uma molécula GDP, que tinha sido ligada a proteína G da subunidade  $\alpha$  ( $G\alpha$ ), é liberada permitindo que uma molécula GTP, a partir do citoplasma, possa ligar-se no seu lugar. Este processo, chamado de nucleótidos troca ativa da proteína G (G para GTP), que em seguida, dissocia-se a da rodopsina R\*. Fundamentalmente, a rodopsina ativada (R\*) não foi alterada por essa interação e assim, pode ligar-se a outra molécula de proteína G por difusão e disparar a troca de nucleótidos novamente. Este processo pode ser repetido infinitamente, enquanto permanece ativa R\*, de modo que pode ser considerada como uma enzima que cataliticamente ativa numerosas moléculas de proteína G.

3º passo: quando a proteína G separada da R\*, após a troca de nucleótidos, a mensagem é levada a diante pela subunidade  $\alpha$  sob a forma de  $G\alpha$ -GTP, denotado como G\*. Como resultado da difusão lateral do G\* entra em contato com o PDE e liga-se a uma das duas subunidades  $\gamma$  reguladoras, ativando parcialmente o PDE para uma forma denotada de E\*. Um segundo G\* pode ligar-se a segunda subunidade  $\gamma$  ativando totalmente o PDE. Ao contrário do passo 2, um único G\* pode ativar no máximo uma unidade catalítica PDE.

4º passo: no estado de repouso, no escuro, existe um equilíbrio constante entre a síntese do ciclo do GMP o *guanylyl cyclase* (GC) e a hidrólise lenta do GMP cíclico, pela atividade do PDE residual. Consequentemente, existe uma constante, concentração citoplasmática

moderada (alguns micromolar) de GMP cíclico. Em resposta à iluminação, as proteínas do disco são ativadas, conforme os passos de 1 a 3, e a resultante ativação da  $E^*$  aumenta a taxa de hidrólise do GMP cíclico, de modo que a concentração de GMP cíclico diminua.

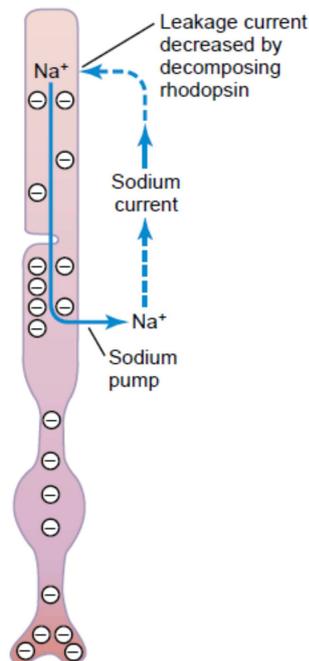
5º passo: na sua concentração em repouso no escuro, o GMP cíclico se liga e mantém aberto, uma proporção dos canais iônicos na membrana plasmática da célula. Embora esta proporção seja muito pequena (tipicamente apenas uns poucos por cento), o número de canais abertos é suficiente para conduzir a corrente de cátion substancial (dezenas de pA), que flui para o exterior do segmento na ausência de luz. Quando a concentração de GMP cíclico cai na presença de luz, GMP cíclico desassocia a partir dos canais, fazendo com que os canais fechem, gerando uma resposta elétrica da célula reduzindo a circulação de corrente e a consequente hiperpolarização.

Assim, os bastonetes desenvolveram um importante processo químico que amplifica o efeito de um único fóton de luz que movimenta milhões de íons de sódio. Isto explica a extrema sensibilidade dos bastonetes sob condições de escuridão. Os cones são cerca de 30 a 300 vezes menos sensíveis do que os bastonetes, mas mesmo assim permitem a visão de cores em intensidade de luz extremamente fraca.

O potencial de ação dos bastonetes é diferente de quase todos os outros receptores sensoriais do corpo humano. O estado de hiperpolarização diminui a liberação de um neurotransmissor, o glutamato, para os terminais sinápticos causando a excitação do fotorreceptor (Guyton, 1992).

Para cada molécula de rodopsina ativada há o fechamento de centenas de canais e, como o fluxo de íons sódio através desses canais é extremamente rápido, o fechamento dos canais leva ao bloqueio do fluxo de milhões de íons sódio antes que os canais reabram novamente, o que leva à excitação do bastonete, conforme visto na Figura 11 (Guyton, 2006).

Figura 11: Diminuição do fluxo de ions de sódio e a hiperpolarização do bastonete



Fonte: Guyton (2006).

As substâncias fotossensíveis dos cones têm quase a mesma composição química da rodopsina nos bastonetes. A única diferença é que a porção protéica, as opsinas nos cones (denominadas fotopsinas), são diferentes da escotopsina dos bastonetes. Seus pigmentos visuais também são formados por 11-cis-retinal ligados a uma proteína. Essa proteína pode variar ligeiramente de acordo com a habilidade de absorver luz em diferentes regiões do espectro visível. Os três tipos de cones existentes na retina interagem para formar as cores (Guyton, 1992).

#### 1.4.5 Sensitividade da retina

Na retina existem cerca de 125 milhões de cones e bastonetes, mas apenas cerca de um milhão de fibras partem do olho para o cérebro. Nas regiões periféricas da retina, grandes números de bastonetes e cones estão ligados a uma mesma fibra do nervo ótico, de modo que a acuidade visual nessas regiões da retina é bem reduzida (Guyton, 1992; Aires, 2000).

A fóvea é uma área no centro da retina ocupando uma área total de 1 milímetro quadrado, e é especialmente capaz de visão precisa e detalhada. O centro da fóvea, apenas 0,3 milímetro de diâmetro, é composta quase inteiramente de cones. Estes cones têm uma estrutura especial que ajuda a sua detecção dos detalhes das imagens visuais, ou seja, os cones na fóvea têm corpos especialmente longos e delgados.

Quanto mais próximo da fóvea, menor o número de bastonetes e cones que convergem para uma mesma fibra óptica, e tanto cones como bastonetes se tornam mais finos. Essa diferença de concentrações entre cones e bastonetes na retina explica o aumento da sensibilidade da retina periférica a luzes de baixa intensidade. Mais de 200 bastonetes convergem para uma mesma fibra do nervo óptico, de modo que os sinais provenientes dos bastonetes se integram, causando um estímulo mais intenso nas células ganglionares periféricas (Guyton, 1992).

A resposta do olho a um estímulo luminoso envolve ainda a influência da cascata de reações químicas que amplificam a sensibilidade da retina. Essa cascata fornece um alto grau de amplificação das respostas à luz tornando os bastonetes extremamente sensíveis a ambientes escuros. Uma única molécula de metarrodopsina II pode interagir com cerca de 500 moléculas de transducina, que por sua vez, podem ativar moléculas de fosfodiesterase e cada uma delas pode levar à hidrólise de aproximadamente 2000 moléculas de GMPc, fechando muitos canais de íons (Aires, 2000).

A importância da melanina na camada de pigmento é bem ilustrada pela sua ausência em albinos, às pessoas que estão hereditariamente com falta de pigmento, melanina, em todas as partes do seu corpo. Quando um albino entra em um quarto brilhante, a luz que incide sobre a retina se reflete em todas as direções no interior do globo ocular com as superfícies não pigmentadas da retina e a esclerótica por subjacente, de modo que um único local discreto da luz que seria normalmente excitar apenas alguns bastonetes e cones é refletida em todos os lugares e excita muitos receptores. Portanto, a acuidade visual de albinos mesmo com a melhor correção óptica, raramente é melhor que 20/100, 20/200, em vez de os valores normais 20/20. A camada de pigmento também armazena uma grande quantidade de vitamina A, como visto anteriormente, indispensável para visão noturna (Guyton, 2006).

#### 1.4.6 Sensibilidade ao espectro visível

O cérebro é o responsável pela interpretação do estímulo luminoso, pois é ele quem decodifica as informações visuais vindas do olho. Uma lesão no cérebro pode cegar um indivíduo, ainda que seus olhos continuem a funcionar perfeitamente.

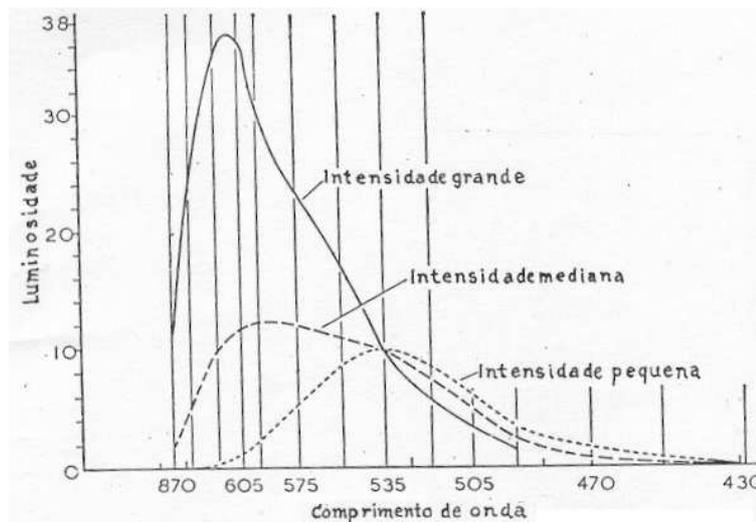
Antes dos impulsos visuais serem processados pelo córtex visual, vários processos são executados na retina, como a maneira pela qual os fotorreceptores dos olhos respondem às diferentes intensidades de luz e a maneira pela qual eles interagem nessas intensidades.

Existem limiares mínimos de percepção para um estímulo luminoso. A relação entre a quantidade de luz que chega ao olho e sua percepção não é uma função linear. A percepção

visual depende da intensidade do estímulo luminoso juntamente com seu comprimento de onda. Se estímulos luminosos com diferentes comprimentos de onda variar sua intensidade luminosa, pode-se obter uma curva de sensibilidade para o olho. Ao aumentar a intensidade luminosa, cada comprimento de onda será gradativamente percebido, chamados limiares cromáticos.

A variação da percepção visual em diferentes intensidades luminosas é chamada fenômeno de Purkinje, e está representada na Figura 12. Para compreensão desse fenômeno, são apresentadas 3 estímulos com intensidades arbitrárias (pequena, média e grande). As curvas descrevem o nível de luminosidade percebido em função do comprimento de onda. Estímulos com comprimentos de onda na faixa do azul e do verde (linha pontilhada) são os primeiros a serem percebido, e na faixa do vermelho e violeta (linha contínua) os últimos.

Figura 12: Fenômeno de Purkinje

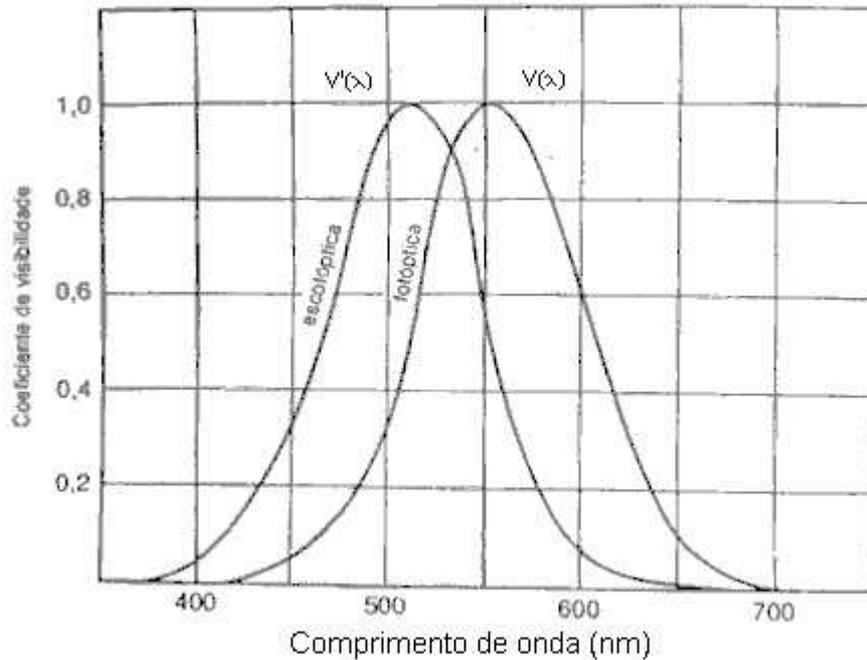


Fonte: Adaptado de Houssay (1951)

A percepção visual do olho humano para o fenômeno de Purkinje é descrita com duas curvas que caracterizam as diferentes respostas espectrais: uma para os cones e outra para os bastonetes. Essas curvas são conhecidas como curva  $V(\lambda)$  e  $V'(\lambda)$  e representam o sistema fotópico e o sistema escotópico respectivamente.

Na Figura 13 é apresentado as curvas de sensibilidade  $V(\lambda)$  e  $V'(\lambda)$  com valores normalizados em 1. No eixo das abscissas estão representados os comprimentos de onda, em  $nm$ , relativos ao espectro visível. No eixo das ordenadas está descrito o coeficiente de visibilidade, também chamado de eficiência luminosa relativa.

Figura 13: Sensibilidade espectral para o sistema escotópico e fotópico



Fone: Adaptado de Aires (2000)

### 1.5 ATENUAÇÃO NO OLHO HUMANO

O sistema óptico humano projeta sobre a retina o campo luminoso correspondente ao cenário observado. As imagens, de uma forma geral, são imperfeitas devido às aberrações ópticas, mais detalhes no Capítulo 2, ou posicionamento do objeto fora de uma distância própria para acomodação do sistema óptico do olho humano (Wyszecki, 1982). Somente com o objeto próximo ao eixo óptico e a uma distância que possibilite a acomodação a sua imagem é focalizada sobre a retina.

Se o objeto de radiância ( $L_{e\lambda} d_\lambda$ ) e a área aparente de pupila vista da direção  $(\theta, \phi)$  é  $p(\theta, \phi)$ , (Wyszecki & Stiles, 1982) o fluxo radiante total deverá ser:

$$P_{e\lambda} d_\lambda = [L_{e\lambda} d_\lambda * p(\theta, \phi)][1 - L(\theta, \phi, \lambda)] dw \quad \text{Equação 1}$$

Onde  $L(\theta, \phi, \lambda)$  é a fração do fluxo radiante incidente perdido, desde que a luz sai do objeto e atinge o pigmento visual da retina.

A quantidade  $[1 - L(\theta, \phi, \lambda)]$  é o produto de dois fatores t e g. O fato t é a fração do fluxo que chega até o limite externo da membrana e o fator g é a quantidade deste fluxo que chega aos pigmentos visuais.

O fator  $g$  varia com o ângulo da incidência do fluxo sobre a retina, sendo responsável pelas propriedades direcionais da resposta visual. Para uma incidência normal,  $g$  é considerado independente do comprimento de onda e igual a uma constante, que é muito próxima da unidade.

O fator  $t$  é menos complexo e uma estimativa de sua magnitude e dependência do comprimento de onda, pode ser realizada, dependendo das seguintes fontes de perdas:

- a) Absorção e dispersão no meio óptico e reflexão nas superfícies entre os meios;
- b) Absorção e dispersão nas camadas da retina que procedem aos limites externos da membrana.

Existem três mecanismos responsáveis pela ocorrência das perdas de energia luminosa no olho: reflexão, absorção e dispersão.

A Tabela 2, demonstra as estruturas e as suas influências correspondentes quanto à atenuação no olho humano.

Tabela 2: Perdas luminosas no olho.

<b>Meio Ocular</b>	<b>Reflexão</b>	<b>Absorção</b>	<b>Dispersão</b>
Córnea	3 – 4% na interface ar-córnea	Transmitância entre 0,8 e 0,95 independente do comprimento de onda	25 – 30% do total de toda luz dispersa no olho.
Humor Aquoso	-	Desprezível	-
Lentes	-	Dependente do comprimento de onda	-
Humor Vítreo	-	Transmitância aproximada de 0,8 independentes do comprimento de onda.	-
Retina	-	-	30% do total da luz dispersa no olho.

Fonte: Adaptado de Wyszecki & Stiles (1982)

Segundo Wyszecki & Stiles (1982), os valores de perdas apresentados na Tabela 2, são estimativas obtidas do trabalho de outros autores. Portanto, pode haver consideráveis variações entre medidas realizadas por diferentes investigadores, particularmente a respeito das perdas por absorção e dispersão. Estas variações são causadas por diferenças entre olhos

de sujeitos de mesmas ou diferentes idades, e por diferenças entre as técnicas de medidas utilizadas. Algumas medidas foram realizadas utilizando-se olhos extirpados e outras diretamente por técnicas psicofísicas.

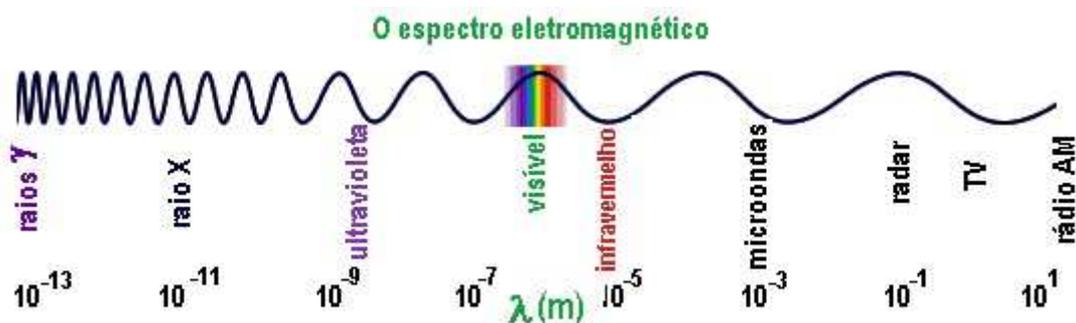
## 1.6 RADIOMETRIA

A radiometria é a ciência que estuda os fenômenos da radiação em todo o espectro eletromagnético. Enquanto a radiometria se refere às medidas da potência produzida por uma fonte de radiação eletromagnética, a fotometria se refere ao efeito dessa radiação no sistema visual. Ou seja, a fotometria é a ciência que estuda as fontes de radiação que estão, exclusivamente, dentro do espectro visível do olho humano.

### 1.6.1 Unidades de Medidas

O espectro eletromagnético é muito amplo e se separa em diferentes faixas. Essas faixas não apresentam fronteiras rígidas, pois a transição de um comprimento de onda para outro é gradual e contínua. A Figura 14 mostra as principais faixas do espectro eletromagnético ao longo dos comprimentos de onda.

Figura 14: Espectro eletromagnético



Fonte: Helegda (2002)

Em iluminação, a faixa do espectro eletromagnético conhecida como luz visível é a região de maior importância. Essa faixa é significativamente estreita se comparada com todo o espectro existente.

A percepção da luz apresenta variações segundo as características individuais de cada pessoa. Para fins de estudos em iluminação foi criado um “observador padrão”, onde o espectro visível corresponde aos comprimentos de onda na faixa de 380 a 780 nanômetros. Todos os equipamentos fotométricos são calibrados com base nesse observador padrão. De

forma a estudar iluminação em termos de engenharia, alguns conceitos se fazem necessários para esse trabalho.

#### 1.6.2 Convenção de medida

O equipamento projetado nesse trabalho aplica estímulos controlados de luz na retina. A correspondência entre o valor desejado e o valor aplicado em um estímulo é essencial para o funcionamento do equipamento, uma vez que os resultados obtidos em um exame dependem desses valores. Cada um desses estímulos precisa ser medido de forma a calibrar o equipamento. Isso é feito por meio de instrumentos radiométricos.

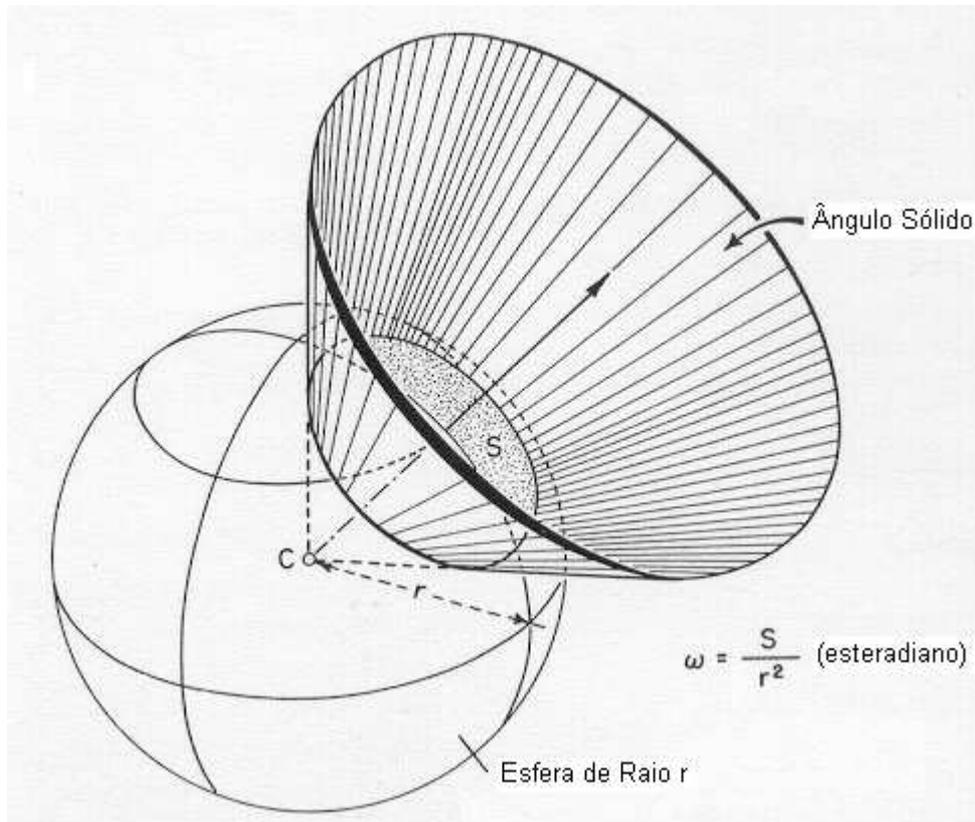
Dois conceitos são fundamentais para os procedimentos de calibração:

a) *Ângulo sólido*

O ângulo sólido é uma medida tridimensional e pode ser visualizado fisicamente como sendo um cone no espaço. Tem como unidade o estereoradiano (sr).

A Figura 15 ilustra a visualização do ângulo sólido  $\omega$  em relação a uma esfera. O ápice do ângulo sólido está localizado em C. O ângulo sólido cobre uma área S na superfície da esfera centrada em C e de raio r. O tamanho do ângulo sólido  $\omega$  é dado pelo quociente de S sobre  $r^2$ . No caso ilustrado,  $\omega$  é aproximadamente igual a um esteradiano.

Figura 15: Ângulo Sólido



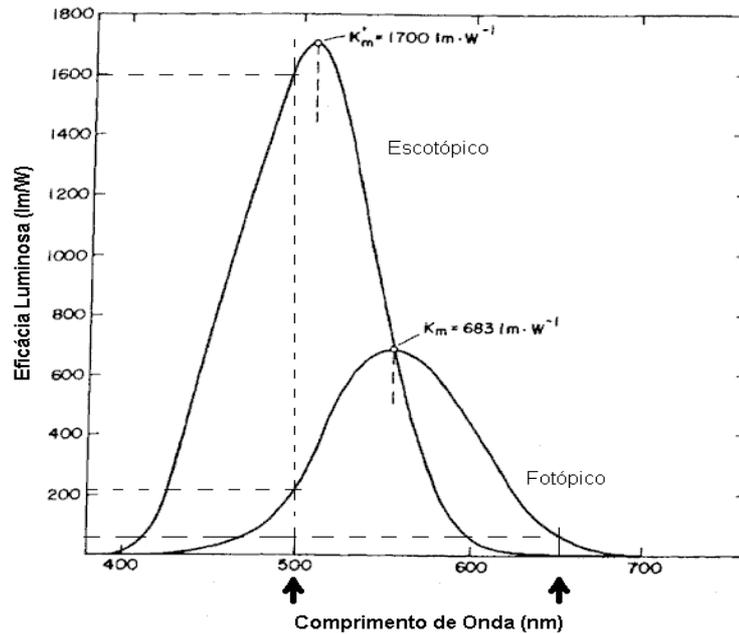
Fonte: Adaptado de Wyszecki e Stiles (1982).

#### b) *Eficiência Luminosa*

A eficiência luminosa de uma fonte é a relação existente entre a energia luminosa percebida, pela potência necessária. Essa medida varia com a curva de eficácia do olho.

A Figura 16 mostra a curva de eficácia luminosa do olho humano. Para comprimentos de onda mais próximo dos picos de resposta do sistema fotópico  $V(\lambda)$  e escotópico  $V'(\lambda)$ , menor será a quantidade de energia necessária para um ponto luminoso ser percebido. Deve-se notar ainda que essas respostas apresentam diferentes ganhos espectrais, sendo o sistema escotópico mais sensível que o fotópico.

Figura 16: Curva de Eficácia luminosa para o sistema fotópico e escotópico



Fonte: Adaptado de Wyszecki e Stiles (1982).

Tem como unidade de medida lm/W.

$$K(\lambda) = K_m V(\lambda)$$

Equação 2

$$K'(\lambda) = K'_m V'(\lambda)$$

Equação 3

Onde:  $V(\lambda)$  é a função de eficiência luminosa para o sistema fotópico

$V'(\lambda)$  é a função de eficiência luminosa para o sistema escotópico.

$$K_m = 683 \text{ lm/W}$$

$$K'_m = 1700 \text{ lm/W}$$

### 1.7 ILUMINÂNCIA RETINAL

A iluminância retinal real produzida por um estímulo externo, não pode ser medida diretamente no sistema visual. Por esta razão foi definida a iluminância retinal convencional, proporcional ao produto da luminância ( $L_v$ ) do campo externo pela área da pupila ( $A$ ), na direção da fonte de luz ( $\theta, \phi$ ) (Azevedo, 1996):

Assim, a iluminação retinal está relacionada com o tamanho da pupila. Para um feixe

$$E(\theta, \phi) = \frac{1}{m} [L_v(\theta, \phi) \cdot A(\theta, \phi)] \quad (\text{lm/m}^2)$$

Equação 4

luminoso com pequeno ângulo  $\theta$ , a medida da iluminação retinal convencional é definida como o produto da luminância pela área da pupila (Wyszecki and Stiles, 1982):

$$T = L_v \cdot A \quad (\text{td}) \quad \text{Equação 5}$$

Onde  $T$  é a iluminância retinal em *trolands* (td)

$L_v$  é a luminância de uma superfície vista ( $\text{cd/m}^2$ )

$A$  é a área da pupila ( $\text{mm}^2$ )

A unidade de iluminação retinal é o *troland*, definida como a superfície com luminância de  $1 \text{ cd/m}^2$  vista através da pupila de um olho com área de  $1 \text{ mm}^2$  (Wyszecki and Stiles, 1982).

Normalmente, a medida de trolands refere-se ou ao troland fotópico  $T$ , onde  $L_v$ , na equação acima, é a luminância fotópica baseada na curva fotópica  $V(\lambda)$ . A medida de troland escotópico  $T'$  refere-se ao sistema escotópico e baseia-se na curva  $V'(\lambda)$  (Azevedo, 1996).

De forma geral os valores fotópicos e escotópicos do troland são dados respectivamente por:

$$T = L_v(\theta, \phi) \cdot A(\theta, \phi) = K_m \cdot \int_{\lambda} L_{e\lambda}(\theta, \phi) \cdot V(\lambda) \cdot d\lambda \cdot p(\theta, \phi)$$

$$T_{\lambda} = L_{\lambda} \cdot A = K_m \cdot L_{e\lambda} \cdot V(\lambda) \cdot A \quad (\text{td}) \quad \text{Equação 6}$$

E,

$$T' = L'_v(\theta, \phi) \cdot A(\theta, \phi) = K'_m \cdot \int_{\lambda} L_{e\lambda}(\theta, \phi) \cdot V'(\lambda) \cdot d\lambda \cdot p(\theta, \phi)$$

$$T'_{\lambda} = L'_{\lambda} \cdot A = K'_m \cdot L_{e\lambda} \cdot V'(\lambda) \cdot A \quad (\text{scot td}) \quad \text{Equação 7}$$

Onde:  $L_{e\lambda}$  é a concentração espectral da radiância da fonte em um ponto  $p(r, \theta, \phi)$ , em watts por comprimento de onda, por área, por ângulo sólido.

$$K_m = 683 \text{ lm/W}$$

$$K'_m = 1700 \text{ lm/W}$$

A Tabela 3 mostra a relação para alguns valores entre a luminância e a iluminância retinal (fotópica) em um indivíduo ao observar uma folha de papel branca sob diferentes condições de iluminação:

Tabela 3: Relação para alguns valores entre luminância e iluminância retinal fotópico

Luminância (log cd/m <sup>2</sup> )	-6,0	-4,0	-2,0	0,0	2,0	4,0	6,0	8,0
Iluminância retinal (log td)	7,1	6,6	5,5	4,0	2,4	2,0	2,0	2,0
Luminância do papel branco em	-4,4	-2,5	-0,62	1,1	2,6	4,5	6,5	8,5
Luminância do papel branco sob	Limiar Absoluto	Luz das estrelas	luz da lua		Sala iluminada		Luz do sol	Possível dano

Fonte: Azevedo (1996)

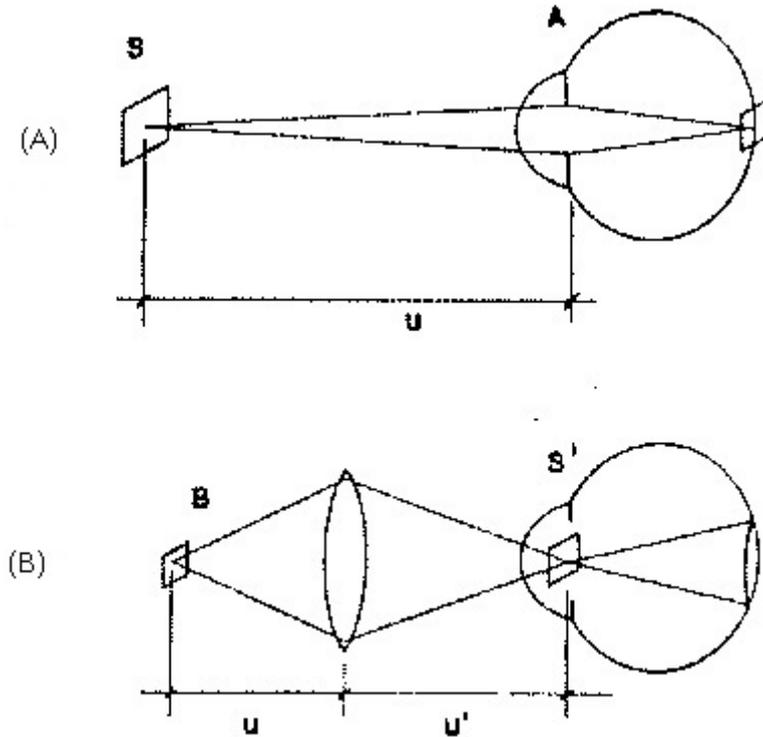
### 1.8 ILUMINAÇÃO MAXWELLIANA

Em muitos instrumentos, o campo visual é apresentado ao observador com visualização Maxwelliana, uma técnica de imageamento introduzida primeiramente por James Clerk Maxwell em 1860. Maxwell desenvolveu um meio que permite aumentar a quantidade de luz de um estímulo luminoso incidente na retina do olho projetando a luz sobre a córnea, ao invés de projetá-lo na retina como fazem os sistemas de iluminação comuns.

A principal vantagem desse tipo de imageamento é oferecer uma iluminância retinal tão alta quanto à visualização direta (comum) de uma fonte, mas com uma área maior da retina sendo uniformemente iluminada. A desvantagem dessa técnica surge quando a fonte é extremamente pequena e a luz passa através de uma área muito pequena dentro da pupila do olho. O campo de visualização se torna casado com as imperfeições existentes na pupila, com variações da espessura da córnea, manchas ou outras partículas opacas capazes de provocar sombras (Wysecki and Stiles, 1982).

A Figura 17 apresenta os sistemas de imageamento usados para (a) iluminação direta (comum), e (b) iluminação Maxwelliana.

Figura 17: (a) Iluminação direta (comum) (b) Iluminação Maxwelliana



Fonte: Azevedo (1996)

A medida dos valores da iluminância retinal (em trolands), depende da área da pupila ( $A_p$ ) e da superfície compreendida pela fonte ( $A_s$ ). Os valores de trolands podem ser dados por:

$$T = L \cdot A_s \quad (\text{td}) \quad \text{quando } A_s < A_p \quad (\text{mm}^2)$$

e

$$T = L \cdot A_p \quad (\text{td}) \quad \text{quando } A_s > A_p \quad (\text{mm}^2)$$

Onde  $L$  refere-se à luminância fotópica ( $\text{cd}/\text{m}^2$ ).

Enquanto os valores de trolands escotópicos são dados por:

$$T' = L' \cdot A_s' \quad (\text{td}) \quad \text{quando } A_s' < A_p \quad (\text{mm}^2)$$

e

$$T' = L' \cdot A_p \quad (\text{td}) \quad \text{quando } A_s' > A_p \quad (\text{mm}^2)$$

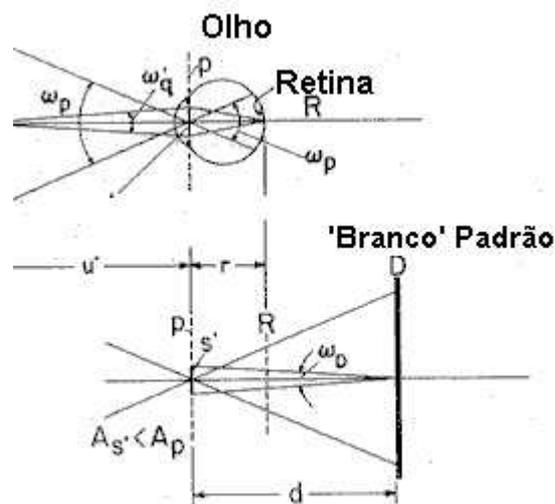
Onde  $L$  refere-se à luminância escotópica ( $\text{cd}/\text{m}^2$ )

Deve-se considerar a área da pupila ( $A_r$ ) para o cálculo da iluminância retinal  $E_r$  (ou o valor troland  $T$ ) somente quando a pupila do olho está completamente coberta pela imagem da fonte ( $A_s > A_p$ ). Nesses casos, a iluminância retinal é a mesma de quando se olha diretamente para uma fonte. É fundamental determinar essa área da pupila.

O tamanho da imagem projetada pela fonte ( $A_s$ ) deve ser considerado quando essa imagem estiver totalmente dentro da pupila ( $A_s < A_p$ ). Para esses casos é necessário determinar somente a medida da luminância  $L(\text{cd}/\text{m}^2)$ . Existe uma parcial independência da iluminância retinal com relação ao tamanho da pupila, uma vez que a área projetada torna-se bem menor que a área de abertura da pupila.

Quando a imagem ( $A_s$ ) de uma fonte é menor que a pupila, um método indireto para medir a iluminância retinal pode ser usado, como mostra a Figura 18.

Figura 18: Diagrama esquemático para medida da iluminância retinal



Fonte: Adaptado de Wyszecki and Stiles (1982).

Um anteparo D, pintado com branco padrão  $\beta$ , é colocado a uma distância d (m) distante da fonte S'. Pela medida de luminância  $L_D$  dessa superfície difusora, pode-se calcular o valor da iluminância retinal. Nesses casos, e somente nesses casos, a iluminância  $E_r$  no plano R da retina é igual a T, sendo dada por:

$$T = 10^6 \frac{\pi \cdot d^2}{\beta} L_D$$

Equação 8

Onde:

T é a iluminação retinal (td)

d é à distância até a superfície do olho (m)

$L_D$  é a medida da luminância ( $\text{cd}/\text{m}^2$ )

$\beta$  é reflectância do branco padrão, igual a 0,98

Nesse projeto é usada a técnica de iluminação Maxwelliana para o estímulo de testes.

## 1.9 PSICOFÍSICA DA VISÃO

O campo que integra a Percepção Visual e a Física é chamado “Psicofísica da Visão” (Azevedo, 1996). Envolve propriedades físicas específicas para o estímulo luminoso e respostas subjetivas, como “eu percebi a luz” ou “eu não percebi a luz”. A psicofísica visual estuda todos os fatores que afetam a percepção visual, relacionando as características da fonte estimuladora, com as de seu observador. Entre esses fatores estão o tamanho do estímulo, localização, distribuição espectral, duração, repetitividade, etc. A percepção de um estímulo luminoso pode variar ainda de indivíduo para indivíduo.

Podemos estimular um tipo específico de fotorreceptor variando as características espectrais do estímulo a ser aplicado, conforme a curva de eficácia luminosa do fotorreceptor. O tamanho e a duração do estímulo também podem estimular seletivamente um tipo de fotorreceptor, conforme descrição adiante.

O teste de adaptação ao escuro envolve técnicas que podem determinar o limiar da visão ao longo de um tempo, ou seja, a mínima quantidade de luz que pode ser percebida a cada instante. Depois de estimular o olho com uma luz forte, a fonte de *bleaching*, os limiares da visão são obtidos por meio de uma sequência de estímulos que variam de intensidade de acordo com a resposta do paciente.

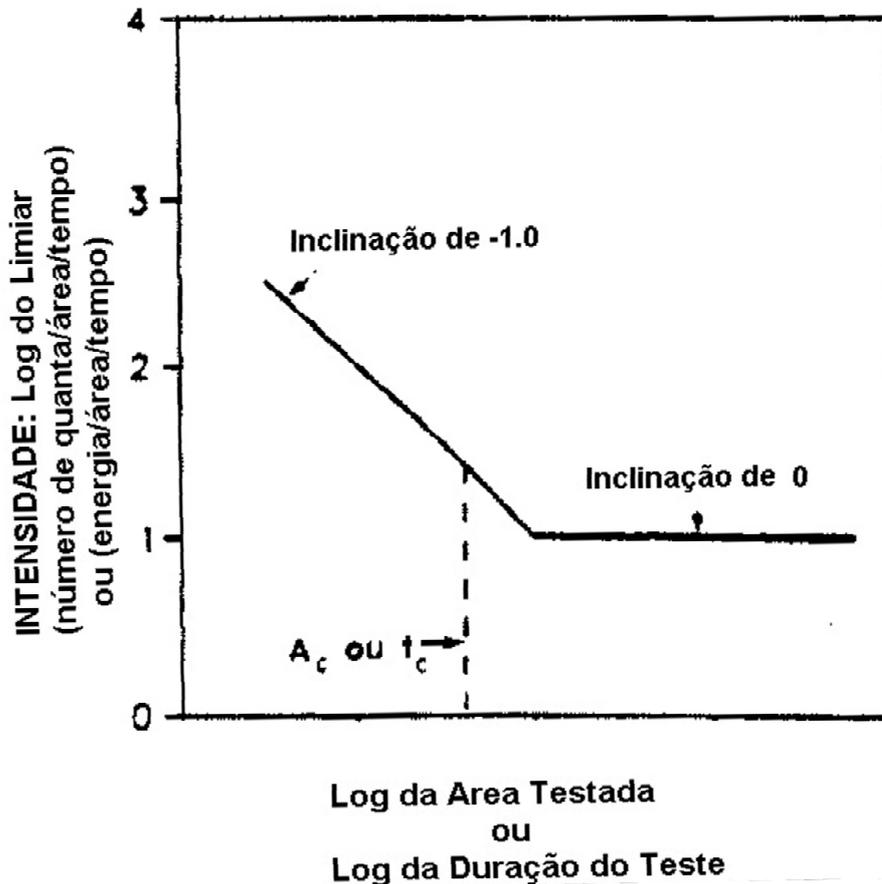
No processo de adaptação ao escuro, o interesse (objetivo) é o de encontrar o limiar do sistema escotópico. Cada bastonete é capaz de detectar um fóton (quantum de luz) individual. Dez bastonetes podem ser suficientes para a ativação de uma célula ganglionar, e a consequente percepção do estímulo.

Uma maior absorção de fótons em um único bastonete não é condição suficiente para que haja a detecção do estímulo. Para que a absorção de 10 quanta, por exemplo, seja detectada, seus efeitos precisam ser somados (ou integrados) em um certo intervalo de tempo e espaço.

Quando um estímulo é muito pequeno, seu tamanho pode ser imperceptível ao olho. De forma similar, quando a duração de tempo para um estímulo é muito reduzida, esse estímulo pode não ser detectado pelo olho. Os efeitos do tamanho e da duração de um estímulo são integrados espacialmente e temporalmente pela retina. A menor região e o menor tempo integrados para que um estímulo seja percebido são chamados de área crítica e tempo crítico, respectivamente. A Figura 19 mostra o efeito da integração espacial e temporal para

estímulos críticos. Nela estão representados o  $\log(\text{limiar})$  versus o  $\log(\text{área})$  e o  $\log(\text{tempo})$  de um estímulo luminoso, que expressam a lei de Ricco e a lei de Bloch.

Figura 19: Lei de Ricco e Lei de Bloch



Fonte: Adaptado de Hood e Finkelstein (1986)

Lei de Ricco: para áreas menores que a área crítica  $A_c$ , ocorre integração espacial.

$$I \cdot A = K_a$$

Lei de Bloch: para estímulos com tempo menores que o tempo crítico  $t_c$ , ocorre integração temporal.

$$I \cdot t = K_t$$

Para o sistema escotópico, o estímulo apresenta uma área crítica de  $20'$  ( $0.33$  graus), e um tempo crítico de  $100\text{ms}$ .

O instrumento projetado tem o estímulo luminoso com uma área de  $1,5^\circ$  e um tempo de duração com  $200\text{ms}$ . Esses valores foram determinados de forma a garantir a correta estimulação do sistema escotópico na região periférica da retina, região de interesse para os

testes de adaptação ao escuro. Com um tempo maior que o tempo crítico ( $K_t$ ) e uma área maior que a área crítica ( $K_a$ ), estabelece-se uma margem para detecção do estímulo. Ou seja, garante-se que o estímulo seja percebido pelos bastonetes nessa região retiniana.

## 2 ADAPTOMETRIA AO ESCURO

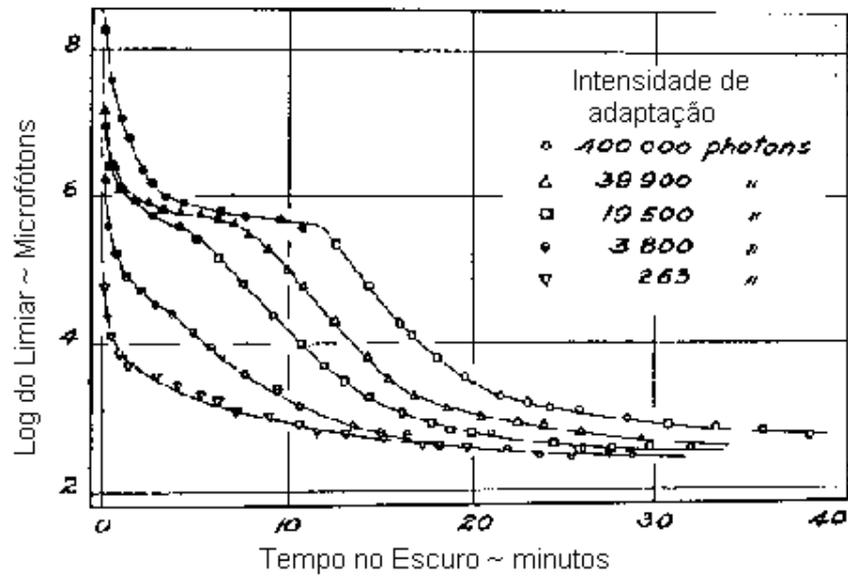
Quando uma pessoa retorna ao escuro depois de expor os olhos a uma luz intensa ou prolongada que uma parte significativa do pigmento visual no fotorreceptor tenha sido iluminada (ativada por uma luz em sua forma incolor), então a sua sensibilidade visual pode levar em torno de 10 minutos para ser restaurada por completo. Esta recuperação lenta da sensibilidade visual é denominada Adaptação ao Escuro. O termo adaptação à luz é aplicado quando a pessoa retorna ao ambiente de iluminação intensa, porém a adaptação à luz se distingue da adaptação ao escuro por ser menos lenta. (T.D. Lamb 2004).

Entre os limites de adaptação ao escuro máximo e adaptação de luz máxima, o olho pode mudar a sua sensibilidade à luz entre 500.000 a 1 milhão de vezes, ajustando automaticamente às mudanças de iluminação. Um exemplo de problema no ajuste de adaptação da retina é quando uma pessoa deixa um cinema e entra em um ambiente iluminado pela luz do sol. Os pontos escuros das imagens parecem extremamente brilhantes e, como consequência, a imagem visual inteira é branqueada com pouco contraste entre seus pontos claros e escuros. Esta é uma visão reduzida permanece assim até a retina adaptar-se o suficiente ao novo ambiente. Inversamente, quando uma pessoa entra primeiro em um ambiente escuro, a sensibilidade da retina é normalmente tão pequena que as mesmas intensidades de luz da imagem não conseguem excitar a retina. Depois da adaptação ao escuro, essas intensidades de luz começam a excitar a retina. Como um exemplo dos extremos de adaptação à luz e adaptação ao escuro, a intensidade da luz do sol é de cerca de 10 milhões de vezes maior do que a luz das estrelas, mas o olho pode funcionar tanto em luz solar depois de adaptação à luz quanto em luz das estrelas após a adaptação ao escuro (T.D. Lamb 2004).

A variação do diâmetro da pupila entre os extremos de iluminação corresponde, apenas, a uma unidade logarítmica. Todo restante, 5 unidades logarítmicas, se deve à participação neural das células fotorreceptoras (Lamb, 1999).

Um clássico resultado da literatura da adaptação ao escuro é apresentado na Figura 20, reproduzido por Hecht et al. (1937). Estas curvas foram plotadas depois da aquisição dos dados. Cada curva, mostrada, ilustra a recuperação da sensibilidade após expor a uma luz de intensidade controlada (campo de *bleaching*). São 05 (cinco) diferentes curvas correspondentes a diferentes intensidades de campo adaptação de luz. Note que quanto maior a intensidade do campo de *bleaching*, maior é o tempo de recuperação da sensibilidade (no caso de expor à luz de maior brilho, mais de 50 minutos para recuperação).

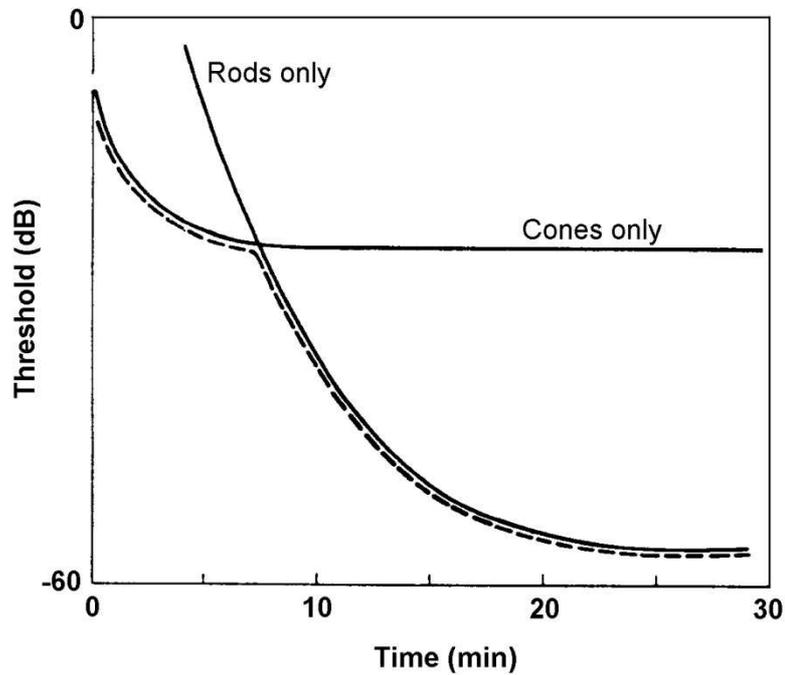
Figura 20: Curva da adaptação ao escuro



Fonte: Hecht (1937).

A curva de adaptação ao escuro é uma função composta e possui duas fases de recuperação conforme mostra a Figura 21: a primeira fase, a mais rápida, é mediada pelos fotorreceptores cones e a segunda fase, a mais lenta, é mediada pelos fotorreceptores bastonetes. A linha sólida ilustra os tempos individuais das curvas de adaptação dos dois mecanismos (Azevedo, 1996).

Figura 21: Composição da curva de adaptação ao escuro



Fonte: Cornsweet (1974).

O eixo das abscissas apresenta o tempo utilizado na recuperação da sensibilidade da retina, em minutos. No eixo das ordenadas está o limiar de adaptação ao escuro do paciente, representado pelo logaritmo da intensidade de um estímulo, em dB.

A fase inicial da curva de adaptação ao escuro, mediada somente pelos cones, se completa dentro de 5 a 8 minutos, e durante esse tempo, o sistema visual aumenta a sensibilidade em cerca 1,5 unidades logarítmicas (Guyton 2006). A assíntota formada nessa fase representa a percepção máxima do sistema visual fotópico, e é conhecida como platô dos cones.

A função dos bastonetes, na segunda fase, tem um tempo mais longo de estabilização (cerca de 40 a 50 minutos) em comparação aos cones, e representa a recuperação da maior sensibilidade do sistema visual. A adaptação ocorrida nessa fase é responsável por cerca de 5 unidades logarítmicas (Guyton 2006). A assíntota formada tende à percepção visual máxima, ou o mais baixo limiar, de um indivíduo.

Ao final de 50 minutos, o aumento da sensibilidade é cerca de 25 mil vezes (Guyton 2006).

A adaptação ao escuro estuda o retorno dessa sensibilidade no escuro, correspondente à regeneração dos fotorreceptores. A adaptação ao escuro em geral é mais lenta que a adaptação ao incremento no nível de luz. Representando uma surpreendente propriedade do sistema visual. Não compreendido completamente, o fenômeno de adaptação ao escuro tem sido estudado por muitas décadas (Lamb 2004).

Para os cientistas visuais, o processo de adaptação ao escuro pode ser modelado como uma importante propriedade da transdução visual, talvez como resultado de uma complexa troca bioquímica necessária para atingir a sensibilidade à luz nos fotorreceptores bastonetes (Lamb 1981, 1990 e 1992a, b).

O estudo da evolução temporal deste importante processo, adaptação ao escuro, de fato, pode revelar informações cruciais sobre parâmetros funcionais dos fotorreceptores bem como revelar igualmente importantes disfunções manifestadas em diversas doenças da retina.

Após aplicado um estímulo de *bleaching* em certa região da retina, ocorre uma diminuição da sensibilidade da retina a estímulos luminosos. Ocorre uma depleção local de pigmentos devido a sua transformação em subprodutos que não mais absorvem a luz visível. Tornam-se então “descolorados”, daí o nome *bleaching*.

A sensibilidade de nosso olho está diretamente relacionada com a quantidade de pigmentos nos fotorreceptores, ou seja, quanto mais pigmentos existirem nos fotoreceptores, mais sensível o nosso olho será à luz. Durante o processo de adaptação ao escuro, a recuperação de pigmento nos fotoreceptores aumenta. A quantidade mínima de luz percebida pelo olho a cada instante durante esse processo é conhecida como limiar de adaptação ao escuro.

O exame de adaptação ao escuro, ou adaptação ao *bleaching*, tem como objetivo medir a regeneração desses pigmentos nos fotorreceptores, e a consequente recuperação da sensibilidade da retina humana (Lamb, 2004).

O limiar de adaptação normalmente é medido em escala logarítmica, em decibéis, pois melhor evidencia a curva de resposta do olho, além de representar uma escala com tamanho suficientemente grande para valores que variam até 10 bilhões de vezes. Em óptica, um dB equivale a 1/10 da unidade logarítmica. Como dB é uma unidade relativa ( $I/\Delta I$ ), sua medida depende de um referencial inicial. Por exemplo, tomando-se 1000lux como referência, -10dB seriam 100lux. O referencial inicial usado em adaptometria de escuro, 0 dB, é a intensidade máxima do instrumento que corresponde a intensidade máxima ao *bleaching*.

Dependente do estímulo de *bleaching* aplicado, o tempo e o limiar de adaptação ao escuro para uma mesma pessoa podem variar, ou seja, a curva de adaptação ao escuro pode comportar-se de maneira diferente.

A intensidade da fonte de *bleaching* usada para um exame está relacionada com a percentagem de pigmentos depletados. Um *bleaching* parcial refere-se ao estímulo de *bleaching* necessário para dessensibilizar somente uma parte dos pigmentos nos fotorreceptores. O *bleaching*, no entanto, deve sempre ser realizado de forma a não danificar qualquer estrutura ou função do olho. O controle sobre ele, bem como o cálculo para os níveis de segurança permitidos são fundamentais.

Campbell e Rushton (1955), em seus estudos, investigaram a relação existente entre a quantidade de rodopsina usada em um *bleaching*, e o limiar de adaptação ao escuro nos bastonetes. Eles provaram que a regeneração da rodopsina segue a seguinte função:

$$B = B_0 \cdot e^{\frac{-t}{T}}$$

Equação 9

Onde, B é a fração de pigmento que permanece em estado *bleach*

$B_0$  é a fração inicial de pigmento em estado de *bleach*;

T é uma constante de tempo que varia de 4,5 a 7,5 minutos para os cones (Azevedo, 1996).

Como pode ser visto pela equação acima, a percentagem de *bleaching* produzida depende da quantidade de pigmento já existente nos fotorreceptores ( $B_0$ ). Para se obter um *bleaching* controlado, utiliza-se máxima sensibilidade visual (100% de pigmentação) no cálculo desse estímulo. A máxima sensibilidade é obtida com a completa regeneração dos pigmentos. A regeneração completa dos pigmentos é obtida por meio da colocação de vendas nos olhos do paciente durante o período de tempo que antecede um exame. Esse período de tempo é normalmente de 40 minutos à 1 hora, durante o qual o indivíduo não deve ser exposto a nenhum estímulo luminoso. É recomendado que durante o trajeto ao local do exame o indivíduo não seja exposto a luz do sol diretamente.

Nos exames de adaptação ao escuro, normalmente são usados três tipos de *bleaching*: um saturado (usualmente 99%), outro não saturado (usualmente 15%), e mais um intermediário (usualmente 50%). Eles são usados para melhor investigar a resposta do olho durante uma adaptação ao escuro. Representam diferentes quantidades de pigmentos

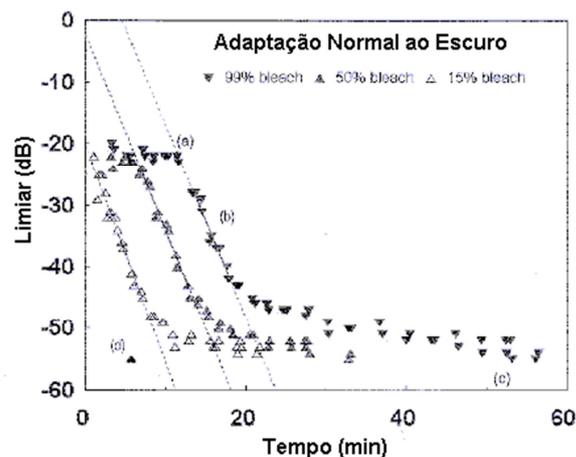
regenerados e fornecem informações sobre as diferentes taxas de reações químicas (Azevedo, 1996).

## 2.1 CONSIDERAÇÕES MÉDICAS SOBRE A CURVA DE ADAPTAÇÃO AO ESCURO

O teste de adaptação ao escuro fornece informações sobre a fisiologia da fototransdução. Existem parâmetros clinicamente utilizados em uma curva de adaptação ao escuro: (a) o tempo decorrido até a quebra cone/bastonete, (b) a inclinação da fase que segue a essa quebra, (c) o tempo decorrido do *bleaching* até o limiar final, e (d) a medida final do limiar de adaptação antes do *bleaching*.

A Figura 22 mostra as curvas de adaptação ao escuro de um olho normal para 99%, 50% e 15% de *bleach*. O eixo horizontal apresenta o tempo transcorrido até a regeneração dos pigmentos visuais da retina, e o eixo vertical apresenta os valores do limiar de visão medidos ao longo desse tempo.

Figura 22: Curvas de adaptação ao escuro de um paciente normal para 99%, 50% e 15% de *bleaching*.



Fonte: Adaptado de Azevedo (1996)

O ciclo de regeneração da rodopsina tem comportamento semelhante em diferentes indivíduos normais. Para um mesmo indivíduo, as curvas de adaptação ao escuro apresentam similaridades em diferentes frações de *bleaching* aplicadas. Um dos parâmetros que melhor elucidam isso, como pode ser visto na Figura 22, é tendência de retas paralelas no prolongamento de suas inclinações. Outros parâmetros são largamente utilizados por cientistas que atuam na área, que demonstraram sua aplicabilidade/relevância clínica. Foi demonstrado que esses parâmetros têm forte correlação com a bioquímica dos pigmentos

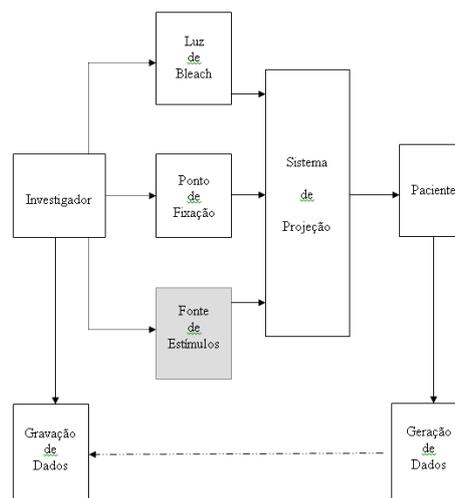
visuais. (Jacobson, 1991; Pugh, 1993; Fishman, 1994; Azevedo, 1996; Cideciyan, 1997; Lamb, 1999).

## 2.2 COMPONENTES DE UM ADAPTÔMETRO AO ESCURO GENÉRICO

O princípio de funcionamento dos adaptômetros de escuro: uma luz *bleaching* é aplicada, e sucessivamente são aplicados estímulos para se determinar o limiar de visão a cada 2 ou 3 minutos. A maneira como isso é realizado, contudo, depende da implementação de cada mecanismo.

A Figura 23 apresenta o diagrama em blocos de um adaptômetro de escuro genérico com os seus principais componentes.

Figura 23: Diagrama em blocos de um adaptômetro de escuro genérico



Fonte: Helegda (2002)

Os adaptômetros ao escuro possuem, basicamente, o mesmo princípio de funcionamento: um *bleaching* é aplicado, e seguido a isso, são aplicados sucessivos estímulos para se determinar o limiar de visão a cada 2 ou 3 minutos.

As linhas pontilhadas na Figura 23 indicam a necessidade da intervenção de um usuário para operação e monitoramento. As linhas tracejadas indicam a possível necessidade para tal controle. As linhas sólidas indicam conexões físicas.

O bloco achureado representa a parte do equipamento calibrado neste trabalho.

Os adaptômetros de escuro convencionais utilizam uma esfera de 30cm de raio, na qual é projetada uma campo luminoso integral (luz de *bleaching*) e o estímulo para o teste de adaptação ao escuro (Azevedo, 1996). Neste tipo de adaptômetro o sujeito fixa um alvo quando o estímulo é visível.

Um dos problemas relacionados a este tipo de adaptômetro é o *bleaching* de campo integral que atinge a fóvea e causa a perda de fixação do paciente nos primeiros minutos do teste com conseqüente perda nas aquisições dos dados no início do exame. Além disso, neste tipo de equipamento, a apresentação do estímulo, registro da resposta e a análise dos dados são realizados manualmente.

### 2.2.1 Fonte de luz de *bleaching*

A fonte de luz visível de grande intensidade com ajustes de intensidade é representada por este bloco. O tempo de duração do estímulo entregue é controlado pela temporização de um *shutter* (obturador) interno.

Um temporizador controla a abertura e o fechamento do *shutter* que ajusta a fração de *bleaching*. A intensidade do *bleaching* é controlada através de atenuadores ópticos.

É necessário conhecer as atenuações envolvidas no caminho óptico, ou seja, conhecer as atenuações dos componentes utilizados como fibra óptica, lentes e filtros para então efetuar o acoplamento da fonte de *bleaching* com o sistema imageador.

Uma vez conhecidas, essas perdas luminosas podem ser compensadas na própria fonte.

Dependendo do *bleaching* necessário, um diafragma óptico pode ser utilizado para limitar o tamanho do campo do estímulo.

### 2.2.2 Fonte de Estímulos

A fonte de estímulos deve garantir que os principais parâmetros de um estímulo estejam dentro do especificado: intensidade, espectro, tamanho e duração de um estímulo. A especificação dos parâmetros será visto mais adiante.

O estímulo luminoso deve possuir intensidade variável e calibrada. Calibração esta, faz parte deste trabalho.

Os cones e os bastonetes devem ser estimulados isoladamente. Isso é possível através da variação do espectro luminoso produzido pela fonte de estímulos.

Selecionando filtros internos é possível variar o espectro luminoso da fonte. Conforme visto no Capítulo 1, as curvas de eficácia luminosa dos cones e dos bastonetes determinam o comprimento de onda dos filtros. Estes filtros devem possuir ainda, uma largura de banda significativamente estreita tendo em vista as curvas  $V(\lambda)$  e  $V'(\lambda)$ .

O tamanho e a duração do estímulo precisam ser determinados segundo a Lei Ricco e Lei de Bloch (Capítulo 1). O estímulo gerado para o sistema escotópico, deve ser maior que o

arco de 6' (área crítica dos bastonetes) e sua duração deve ser maior que o tempo crítico de 100 ms, para garantir integração espacial e temporal total dos bastonetes.

Perdas luminosas e possíveis alterações do espectro também precisam ser consideradas no acoplamento óptico.

### 2.2.3 Ponto de Fixação

O ponto de fixação é um ponto luminoso, que não deve interferir no limiar de adaptação ao escuro, apresentado ao paciente com o intuito de fixar a sua visão em uma direção específica durante todo o teste.

O ponto de fixação é um importante aparato óptico responsável pela correta aplicação do estímulo de *bleaching* e principalmente do estímulo de teste. Além disso, o ponto de fixação também possui a finalidade de expor outras áreas da retina, que estão fora do campo de visão. Isso é possível movimentando o ponto de fixação do paciente para locais mais externos da retina.

### 2.2.4 Sinal de Resposta

O equipamento possui um sistema de resposta que é o meio pelo qual o paciente avisa ao investigador quando ele viu o estímulo.

Quando um sinal de resposta é enviado, o limiar de adaptação e o tempo decorrido (desde o *bleaching*) são registrados. A curva de adaptação ao escuro e os consequentes resultados são obtidos em uma posterior análise dessas respostas.

Esse bloco pode inserir grande quantidade de erros em um exame de adaptação ao escuro, pois (a) pode existir um retardo de tempo na resposta enviada e registrada, e (b) o paciente pode interferir na área estimulada quando responder (movimentando a cabeça). Sistemas mais modernos utilizam dispositivos elétricos para resolver esses problemas, onde a informação de um acionamento é manualmente registrada com velocidade suficientemente rápida, minimizando o atraso.

### 2.2.5 Sistema de Projeção

Este módulo integra a fonte de *bleaching*, a fonte de estímulos e o ponto de fixação em planos conjugados com a retina. O feixe de saída desse sistema é projetado no olho do paciente através da técnica de imageamento direto ou pela técnica Maxwelliana, segundo a concepção do equipamento.

Caso o estímulo de teste e/ou o estímulo de *bleaching* sejam localizados, é necessário um mecanismo capaz de delimitar e posicionar o feixe luminoso sobre uma área específica da retina. Seu controle deve ser passível de ajustes durante o exame.

Os seguintes aspectos também devem ser considerados em um adaptômetro:

1. O olho do paciente não pode ser estimulado por nenhum tipo de luz capaz afetar o limiar de adaptação, por isso, todas as fontes de luz devem estar opticamente blindadas. Para auxiliar nisso, o paciente pode ainda situar-se em um ambiente isolado por meio de cortinas.
2. De modo geral, a luz no ambiente de trabalho deve ser mínima. Contudo, uma luz vermelha pode ser utilizada nos locais onde alguma iluminação for realmente necessária. A cor vermelha é permitida, pois não afeta significativamente a resposta dos bastonetes, principal objetivo de um estudo de adaptação ao escuro. Os objetos no local do teste devem ser, preferencialmente, de cor preta fosca, para evitar eventuais reflexões de luz.
3. Para garantir a funcionalidade e a segurança no exame, aspectos de isolamento acústica e isolamento elétrica, também devem ser considerados.

### 2.3 ADAPTÔMETRO PARA USO CLINICO

O exame de adaptometria ao escuro é muito importante, pois seus resultados revelam a extensão da região da retina que está comprometida para os casos em que já exista alguma lesão por exemplo. Por meio de um acompanhamento médico, pode-se avaliar ainda o progresso de uma determinada doença.

Pesquisas clínicas envolvendo estudo de uma lesão, juntamente com as informações do exame nos fotorreceptores existentes no local, ajudam a compreender os mecanismos de doenças envolvidos.

### 2.4 NOVA CONCEPÇÃO DE UM ADAPTÔMETRO DE ESCURO

Azevedo (1996) demonstrou, em seus estudos, a necessidade de um novo modelo de adaptômetro ao escuro. Seu modelo se diferencia dos adaptômetros convencionais por sua capacidade de investigar pacientes com degeneração macular. Esse equipamento tem a finalidade de pesquisa e uso clínico (não comercial).

Alterações morfológicas dos cones, conseqüentemente perda de suas funções, são causadas pela degeneração macular, ou distrofia de cones, uma doença de retina. (T.D Lamb 2004).

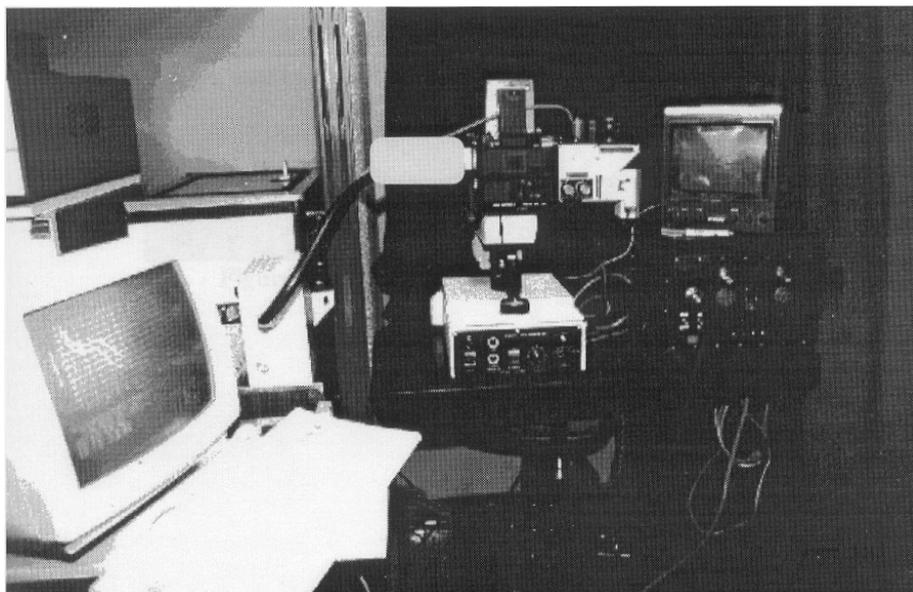
Várias dessas doenças, tais como distrofia de padrão, distrofia de *fundus* de Sorsby, degeneração macular relacionada com a idade, doença de Stargardt e distrofia de cones e bastonetes, causam danos às funções da mácula, e desse modo comprometem a fixação. Essas doenças são conhecidas por afetar a adaptação ao escuro (Guyton, 2006; Geller et al., 1993; Glenn et al., 1994; Moore et al., 1992; Newsome, 1988; Fishman et al., 1994; T.D. Lamb 2004). Nesses casos adaptômetros convencionais são imprecisos devido à instabilidade da fixação ocular (Azevedo, 1996). Algumas retinopatias apresentam ainda características hereditárias e podem se manifestar somente depois de um longo período, como é o caso da retinose pigmentar.

É possível determinar a presença de anormalidades na curva de adaptação ao escuro examinando-se regiões específicas da retina, portanto diagnosticar lesões bem como progressos dessas lesões em áreas localizadas na retina.

A falta de precisão dos mecanismos de posicionamento do estímulo e para a luz de *bleaching* dos adaptômetros convencionais, interfere no diagnóstico de pequenas lesões.

Além disso, o exame não pode ser realizado sem uma adicional compensação no posicionamento do estímulo. “Existiu a necessidade de um instrumento que fosse capaz de medir a adaptação ao escuro em doenças de retina localizadas” (Azevedo, 1996). A Figura 24 mostra o equipamento na época desenvolvido.

Figura 24: Adaptômetro AIDA visto do lado do investigador



Dessa forma, a nova concepção de adaptômetro ao escuro é capaz de investigar diferentes tipos de doenças em áreas localizadas da retina, e, além disso, estender a possibilidade desses exames a pacientes com problemas de fixação. O primeiro adaptômetro capaz de realizar esses exames foi o modelo AIDA (*Automated Imaging Dark Adaptometer*), construído em 1996 por Dario Guimarães de Azevedo, Ph.D. do *Bascom Palmer Eye Institute*, na Universidade de Miami.

O trabalho desenvolvido nesta dissertação representa uma continuação dos estudos de adaptometria de escuro (Azevedo 1996), seguindo sua filosofia de projeto, realizar a calibração para adequação ao uso clínico.

## 2.5 RELEVÂNCIA MÉDICA DO NOVO ADAPTÔMETRO

Diversos exames oftálmicos envolvem adaptação ao escuro e têm sido realizados para melhor compreender os mecanismos das doenças e distinguir os vários tipos de disfunções visuais existentes (Plainis, 1999). Algumas dessas doenças podem afetar somente a visão fotópica e outras somente a visão escotópica.

A retinose pigmentar é um distúrbio degenerativo que afeta principalmente os bastonetes, com atrofia da retina e do epitélio pigmentar. As alterações iniciam na periferia da retina, manifestando-se através de cegueira noturna durante a fase da puberdade. Na sua evolução, ocorre diminuição gradativa do campo visual, e a visão macular (atingindo os cones) é perdida em torno da quarta ou quinta década de vida (Esteves, 1995). Essa doença afeta cerca de 2 milhões de pessoas nos EUA e causa a perda progressiva da sensibilidade visual levando, muitas vezes, à cegueira (Azevedo, 1996). A manifestação dessa doença é discreta e algumas vezes seus sintomas iniciais não são percebidos até um estágio avançado da doença.

Além disso, a retinose pigmentar é uma doença hereditária e pode ser dividida em três tipos: 60% recessiva, 10 a 25% dominante e 5 a 18% ligado ao cromossoma X (Bird, 1995).

Azevedo (1996) realizou um grande número de exames em pacientes com retinose pigmentar usando seu novo modelo de adaptômetro ao escuro. Em seu trabalho, ele comparou os dados obtidos de pacientes, e membros das famílias, com o tipo de doença existente. A tabela 4 mostra os parâmetros usados para comparar 3 grupos de pacientes.

Tabela 4: Tabela de comparação de parâmetros obtidos em curvas de adaptação ao escuro com 99% de *bleaching* para pacientes A, B e C.

<b>Parâmetro</b>	<b>Paciente A</b>	<b>Paciente B</b>	<b>Paciente C</b>
Platô dos cones	Ligeiramente elevado	Normal	Elevado
Ponto de Quebra cones/bastonetes	Atrasado	Atrasado	Atrasado
Inclinação do prolongamento	Lento	Na Borda	Normal
Tempo final de limiar	Atrasado	Normal	Normal
Limiar absoluto	Normal	Normal	Elevado

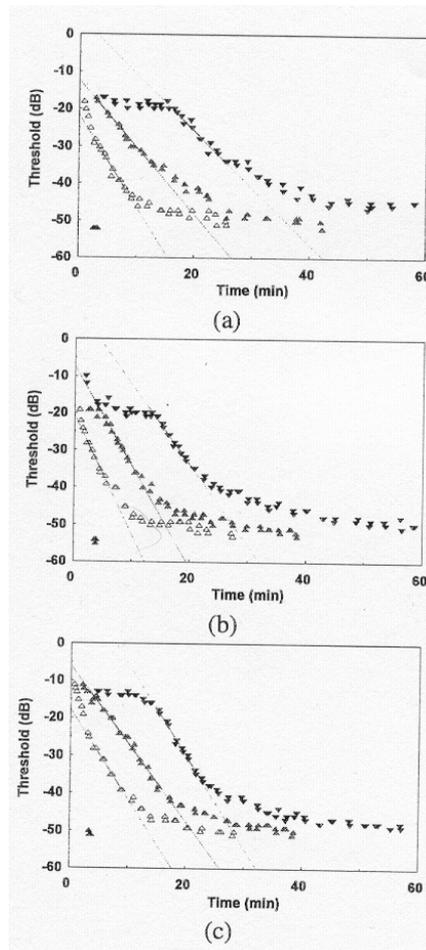
Fonte: Azevedo (1996).

Foi possível detectar precocemente anormalidades em pacientes jovens, as quais não podiam ser detectadas em qualquer outro aparelho. Pacientes com a mesma mutação, e outros membros da família, mostraram anormalidades similares em suas curvas de adaptação ao escuro (Azevedo, 1996).

A utilização mais comum de um adaptômetro de escuro é no controle da vitamina-A em pacientes. A carência dessa vitamina afeta o funcionamento do sistema imunológico e está relacionado com doenças congênitas e anemia (WHO, 1997). A deficiência na infância apresenta resultados ainda mais sérios, pois é uma das causas mais comuns de mortalidade (Cideciyan, 1997). Os sintomas da carência dessa vitamina iniciam com a alteração da percepção visual em locais com pouca luminosidade (cegueira noturna).

A Figura 25(a) mostra a curva de adaptação ao escuro de um paciente antes do tratamento com vitamina A, a Figura 25(b) mostra a curva de adaptação depois de 24 horas da aplicação de 15000 unidades de vitamina A e a Figura 25(c) mostra a curva de um paciente normal. Antes do tratamento, a curva mostrou elevação do limiar absoluto, elevação do platô de cone, atraso na transição cones/bastonetes, e pequena inclinação na fase que segue a transição cones/bastonetes, e atraso no tempo de estabilização para o limiar final. Depois do tratamento o paciente apresentou uma visível melhora: diminuiu o tempo para atingir a transição cones/bastonetes, acelerou a fase que segue a transição cone/bastonetes, e diminuiu o tempo de estabilização para o limiar final (Azevedo, 1996).

Figura 25: Curvas de adaptação ao escuro usado para avaliar o tratamento



Fonte: Azevedo (1996).

Através das curvas de adaptação ao escuro, é possível verificar os efeitos causados com diferentes doses de vitamina-A aplicadas. Essa é, portanto, uma forma de avaliar o progresso de um tratamento. Destaca-se ainda, o fato desses resultados serem obtidos por meio de exames não invasivos.

Dessa forma, o novo adaptômetro de Azevedo é capaz de (a) monitorar as funções dos fotorreceptores, (b) informar sobre sua integridade e estado nutricional, (c) testar pacientes com problemas de fixação e (d) investigar áreas localizadas da retina. Isso mostra a grande utilidade desse equipamento para o uso em exames oftálmicos bem como para a investigação de novas doenças de retina.

## 2.6 PROCEDIMENTO DE TESTES DE ADAPTAÇÃO AO ESCURO

Para que o equipamento possa ser utilizado para realizar exames em sujeitos normais (sem alteração de retina) e sujeito com alguma alteração de retina, é necessária a submissão e

aprovação da Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Engenharia Anexo 1, do Comitê de Ética da PUCRS (CEP) e aprovação do Comitê Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP). O IDA atualmente está aguardando aprovação do CEP e posteriormente a aprovação CONEP.

O teste de adaptação ao escuro divide-se em duas etapas: a primeira refere-se a depleção dos pigmentos das células fotorreceptoras através da aplicação do campo de luz de *bleaching*, a segunda etapa trata-se da medição do tempo de regeneração dos pigmentos.

A depleção dos pigmentos visuais, primeira etapa, ocorre após aplicação de uma luz de intensidade controlada e conhecida em uma região da retina, ou seja, a luz de *bleaching*. Cessada a aplicação da luz de *bleaching*, no escuro inicia-se o processo de regeneração dos pigmentos visuais.

As células fotorreceptoras, após algum tempo, reestabelecerão gradualmente a sensibilidade à luz. Neste momento inicia-se a segunda etapa quando um estímulo luminoso, fornecido pela fonte de estímulos, com intensidade variável é aplicado. Este estímulo também possui suas características conhecidas. No instante em que o paciente perceber a presença do estímulo, ele aciona um botão informando ao sistema que viu o estímulo aplicado interrompendo a contagem do tempo sinalizando ao sistema para uma nova medição.

A cada instante procura-se o limiar de visão mínimo perceptível. O teste consiste da aplicação repetida da segunda etapa, com valores de estímulos cada vez menores. Em determinado momento, o estímulo luminoso não será mais perceptível, sinalizando o final do teste. Com os dados obtidos, a curva de adaptação ao escuro do paciente é formada que pode ser comparada com curvas de pacientes normais já estabelecidas. Diferenças entre as curvas demonstram alterações na capacidade de adaptação ao escuro e acusam alguma anomalia na retina.

A preparação do sujeito para realizar os testes de adaptometria ao escuro pode ser verificado no Apêndice A.

### 2.6.1 Fotometria

Como visto no Capítulo I, enquanto a radiometria mede a potência de uma fonte emissora de radiação eletromagnética, a fotometria se refere ao efeito desta radiação, no sistema visual (Azevedo 1996).

### 2.6.2 Fluxo Luminoso $F_v$

A unidade básica da fotometria é o lúmen (lm). O lúmen é a medida do fluxo de luz, referida como fluxo luminoso ou como potência luminosa. O fluxo luminoso é relacionado ao fluxo radiante ou potência radiante:

$$F_v = KP_e \quad \text{Equação 10}$$

Onde:  $P_e$  é o fluxo radiante (W).

$$F_v = Km \int_{\lambda} P_{e\lambda} V(\lambda) d\lambda \quad \text{Equação 11}$$

$$F'_v = K'_m \int_{\lambda} P_{e\lambda} V'(\lambda) d\lambda \quad \text{Equação 12}$$

Onde:  $K$  é a eficácia luminosa ( $\text{lm.W}^{-1}$ )

$K_m$ : é a máxima eficácia luminosa fotópica ( $683 \text{ lm.W}^{-1}$ ).

$K'_m$ : é a máxima eficácia luminosa escotópica ( $1700 \text{ lm.W}^{-1}$ ).

### 2.6.3 Intensidade Luminosa $I_v$

A intensidade luminosa é a concentração ou densidade de fluxo luminoso por unidade de ângulo sólido:

$$I_v = \frac{dF_v}{d\omega} \quad (\text{cd}) \text{ ou } (\text{lm.sr}^{-1}) \quad \text{Equação 13}$$

Fluxo luminoso é uma medida não direcional da potência luminosa emitida por uma fonte luminosa em todas as direções. Intensidade luminosa, por outro lado, expressa o número de lúmens emitidos por uma fonte puntiforme em uma determinada direção.

### 2.6.4 Luminância $L_v$

O conceito de luminância é similar ao de intensidade luminosa, referindo-se a fonte de luz estendida. A luminância de uma superfície é a intensidade luminosa por unidade de área projetada de uma fonte estendida. A luminância também é chamada de brilho da superfície.

$$L_v = \frac{d^2F_v}{dA_1 \cos \varepsilon_1 d\omega_1} = \frac{dI_v}{dA_1 \cos \varepsilon_1} \quad (\text{cd.m}^{-2}) \text{ ou } (\text{lm.m}^{-2}.\text{sr}^{-1}) \quad \text{Equação 14}$$

A unidade mais comum de luminância é a candela por metro quadrado ( $\text{cd.m}^{-2}$ ).

Uma unidade de luminância obsoleta, mas que ainda está presente na ciência da visão é o pé-Lambert ( $\text{ft-L}$ ).

### 2.6.5 Iluminância $E_v$

A iluminância é a quantidade da potência luminosa que atinge uma unidade de área da superfície, em uma dada posição.

$$E_v = \frac{dF_v}{dA_2} (Lx) \text{ ou } (lm. m^{-2}) \quad \text{Equação 15}$$

As unidades típicas de iluminância são o lúmen por metro quadrado, ou o lux.

Também obsoleto na ciência da visão, mas ainda muito utilizado em Engenharia da Iluminação, é o lúmen por pé quadrado ou foot-candles.

Emissão Luminosa  $M_v$

$$M_v = \frac{dF_v}{dA_1} v (lm. m^{-2}) \quad \text{Equação 16}$$

Funções de eficácia luminosa  $K(\lambda)$  e  $K'(\lambda)$

$$K(\lambda) = K_m \cdot V(\lambda) \quad \text{Equação 17}$$

$$K'(\lambda) = K'_m V'(\lambda) \quad \text{Equação 18}$$

Onde;

$V(\lambda)$  é a função de eficiência luminosa fotópica,

$V'(\lambda)$  é a função de eficiência luminosa escotópica.

$$K_m = 683 \text{ lm. } W^{-1}$$

$$K'_m = 1700 \text{ lm. } W^{-1}$$

A Figura 16 no Capítulo 1 apresenta a curva de eficácia luminosa para os sistemas fotópico e escotópico  $K(\lambda)$  e  $K'(\lambda)$ .

## 2.7 ILUMINÂNCIA RETINAL

A iluminância retinal produzida por um estímulo externo, não pode ser medida diretamente no sistema visual (Azevedo, 1996; Wyszecki & Stiles, 1982). Por esta razão, a iluminação retinal foi convencionada e definida como sendo o proporcional ao produto da luminância ( $L_v$ ) do campo externo e a área da pupila ( $A$ ), na direção correspondente com a direção da fonte ( $\theta, \phi$ ).

$$E(\theta, \phi) = \frac{1}{m} \cdot [L_v(\theta, \phi) \cdot A(\theta, \phi)] \quad (lm. m^{-2}) \quad \text{Equação 19}$$

O valor de  $m$  pode ser aproximado, considerando um olho teórico e para pequenos ângulos  $\theta$ , para o valor de 278.3mm. Para olhos reais, esta aproximação não é válida, mas o

produto ( $L_v \cdot A$ ) é ainda aceito, uma vez que este ainda reflete os efeitos das variações da iluminação retinal com o tamanho da pupila. Por esta razão, foi estabelecido o troland, que é definido como “a iluminância retinal, quando a superfície de iluminância de uma candela por metro quadrado, é visualizada através da pupila do olho, com a área de um milímetro quadrado” (Wyszecki e Stilies, 1982).

Temos então:

$$T = L_v \cdot A \quad (td) \quad \text{Equação 20}$$

Onde:

$T$  é a iluminância retinal em trolands (td),

$L_v$  é a iluminância da superfície que é visualizada em candelas por metro quadrado ( $\text{cd} \cdot \text{m}^{-2}$ ),

$A$  é o tamanho da pupila com a sua área em milímetro quadrado ( $\text{mm}^2$ ).

Normalmente, o troland mencionado se refere ao troland fotópico, onde  $L_v$ , na equação é a iluminância fotópica baseada na curva  $V(\lambda)$ . Outra forma de *troland* é o troland escotópico, que se refere da mesma forma que o anterior, a curva  $V'(\lambda)$ :

$$T = L_v(\theta, \phi) \cdot A(\theta, \phi) = K_m \int_{\lambda} L_{e\lambda}(\theta, \phi) \cdot V(\lambda) \cdot d\lambda \cdot p(\theta, \phi) \quad (td) \text{ ou } (phot \text{ td}) \quad \text{Equação 21}$$

Onde  $L_{e\lambda}$ , é a concentração espectral da radiância no ponto  $p(r, \theta, \phi)$  da superfície emissora na direção dos olhos, em watts por intervalo de comprimento de onda, por unidade de área por unidade de ângulo sólido de emissão.

$$K_m = 683 \text{ lm} \cdot \text{W}^{-1} \quad (\text{scot td})$$

$$T = L'_v(\theta, \phi) \cdot A(\theta, \phi) = K'_m \int_{\lambda} L_{e\lambda}(\theta, \phi) \cdot V'(\lambda) \cdot d\lambda \cdot p(\theta, \phi) \quad \text{Equação 22}$$

Onde  $K'_m = 1700 \text{ lm} \cdot \text{W}^{-1}$ .

De forma geral os valores fotópicos e escotópicos do troland são dados respectivamente por:

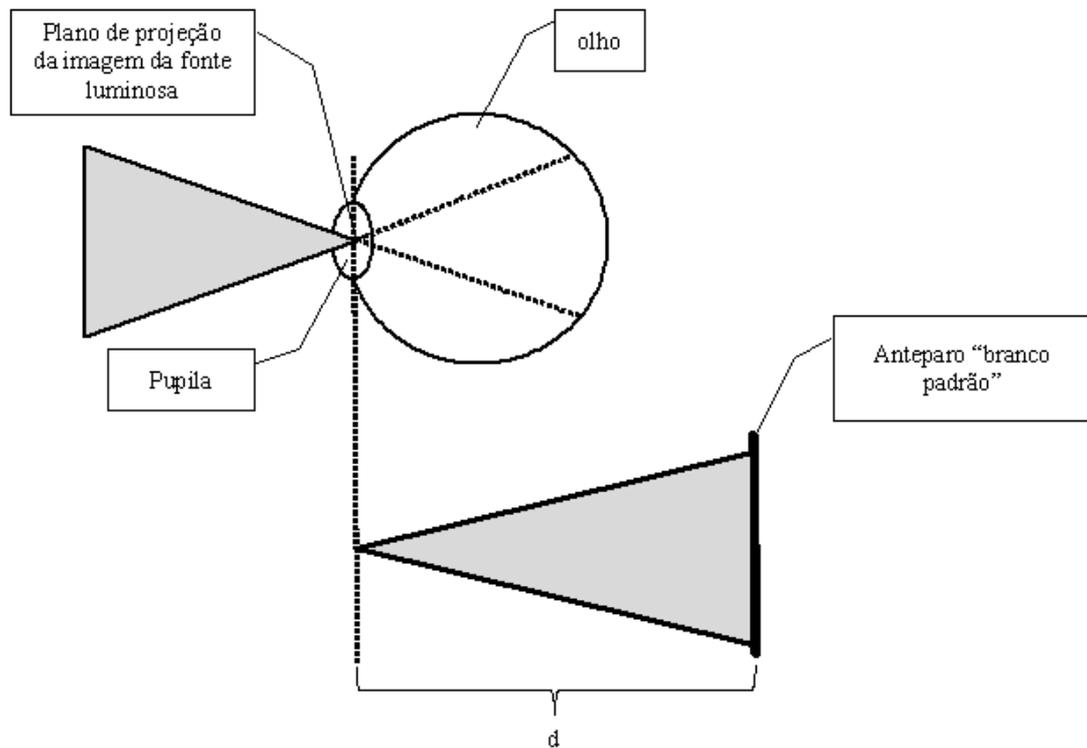
$$T_{\lambda} = L_{\lambda} \cdot A = K_m \cdot L_{e\lambda} \cdot V(\lambda) \cdot A \quad \text{Equação 23}$$

$$T'_{\lambda} = L'_{\lambda} \cdot A = K'_m \cdot L_{e\lambda} \cdot V'(\lambda) \cdot A \quad \text{Equação 24}$$

Quando uma imagem de uma fonte for muito menor que a pupila, um método indireto de medida de iluminância retinal pode ser adotado (Wyszecki & Stiles, 1982). Este método

consiste em posicionar um anteparo denominado como “branco padrão”, uma superfície apropriada com distância  $d(m)$  do plano que contém a imagem da fonte luminosa sobre a pupila, Figura 26. Um bom “branco padrão” deve ter uma radiância  $\beta=0,98$  (Azevedo, 1996).

Figura 26: - Iluminância retinal



Fonte: Adaptado de Wyszecki & Stiles (1982)

Wyszecki & Stiles (1982) determinaram que a medida indireta da iluminância retinal para  $A_s \leq A_p$  em trolands, é calculada pela fórmula:

$$I_r = \frac{10^6 \cdot \pi \cdot l \cdot d}{\beta} \quad (td) \quad \text{Equação 25}$$

Onde:

$I_r$  = iluminância retinal em trolands;

$d$  = distância entre a fonte luminosa e o “branco padrão”;

$Ld$  = luminância medida sobre a superfície do “branco padrão”;

$\beta$  = reflectância da superfície do “branco padrão”.

### 2.7.1 Luz de *Bleaching*

A incidência de um campo luminoso com uma determinada iluminância retinal e durante um certo período de duração (lei de Bloch), é que irá definir a quantidade de pigmentos dos fotorreceptores que serão depletados na região de interesse (lei de Ricco), ou seja, quanto menor a duração da aplicação a luz, mais brilhante ela deverá ser. Portanto, são críticos a medição de tempo e a movimentação da cabeça do paciente podendo prejudicar a validade dos resultados. Porém, a aplicação da luz de *bleaching* durante um longo período de tempo, é desconfortável para o paciente e deve levar em conta que alguns pigmentos podem ser regenerados. No projeto do IDA, optou-se por aplicações com a luz de *bleaching* com tempo entre 30 segundos e 1 minuto. Foi demonstrado que, para aplicações de um campo de *bleaching*, de até 60 segundos, uma combinação de tempo e intensidade com energia constante irá proporcionar idênticas funções de adaptação ao escuro. (Hoode Finkelstein, 1986).

Rushton e Powell (1972) mostraram que a fração de rodopsina  $p$  restante no fotorreceptor é relacionada com a iluminação retinal  $T$  e a duração da exposição  $t$  por:

$$\log\left(\log\frac{1}{p}\right) = \log(T \cdot t) - Q \quad \text{Equação 26}$$

Onde  $p$  é a fração de rodopsina que não foi depletada,  $Q = 7,3 \log$  trolands fotópicos e  $1/Q$  é definido como a sensibilidade.

Realizando um arranjo, esta expressão fica:

$$F = 1 - p = 1 - 10\left(\frac{-T \cdot t}{10}\right)^{7,3} \quad \text{Equação 27}$$

Onde  $F = 1 - p$  é a fração de rodopsina depletada.

Kemp (Kemp et al, 1988; Faulkner e Kemp, 1984) determinaram a quantidade de iluminação retinal para obter 15%, 50% e 99% de depleção com luz branca. Os valores de energia foram:

7,80 log scot td s para 99% de depleção;

6,90 log scot td s para 50% de depleção;

6,38 log scot td s para 15% de depleção.

Para obter estes valores Kemp utilizou a seguinte fórmula:

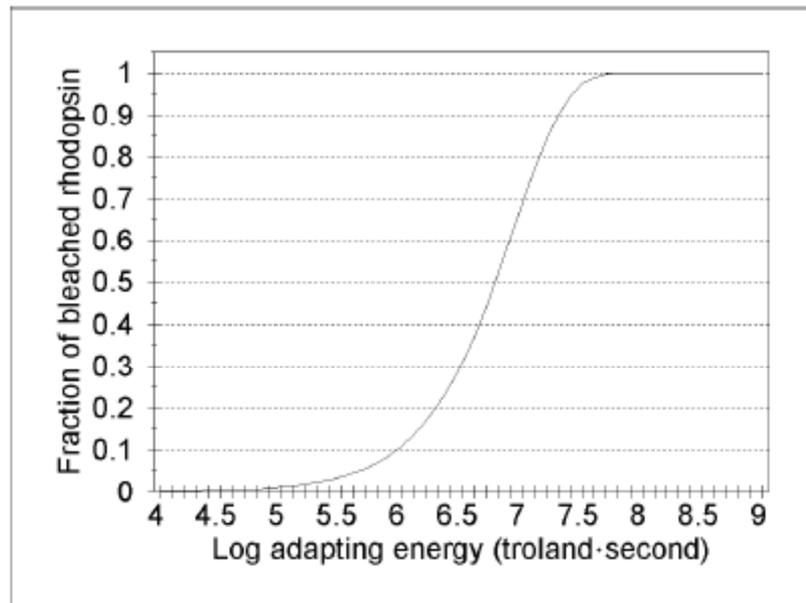
$$F = 1 - p = 1 - e^{\left(\frac{-T.t}{10}\right)^{7,07}}$$

Equação 28

O fator de conversão entre trolands fotópico e trolands escotópico, depende das características espectrais da fonte de luz (Wyzecki e Stiles, 1982). No caso de Kemp, este fator de conversão é aproximadamente 1,366 e reduz a expressão de Kemp à mesma de Rushton.

A figura 27, mostra a proporção de bastonetes depletados após um pequeno período (menor que 60s), em relação à energia utilizada.

Figura 27: Proporção de bastonetes depletados em relação à energia utilizada (eixo horizontal)



Fonte: Azevedo (1996).

## 2.8 ABERRAÇÃO EM LENTES

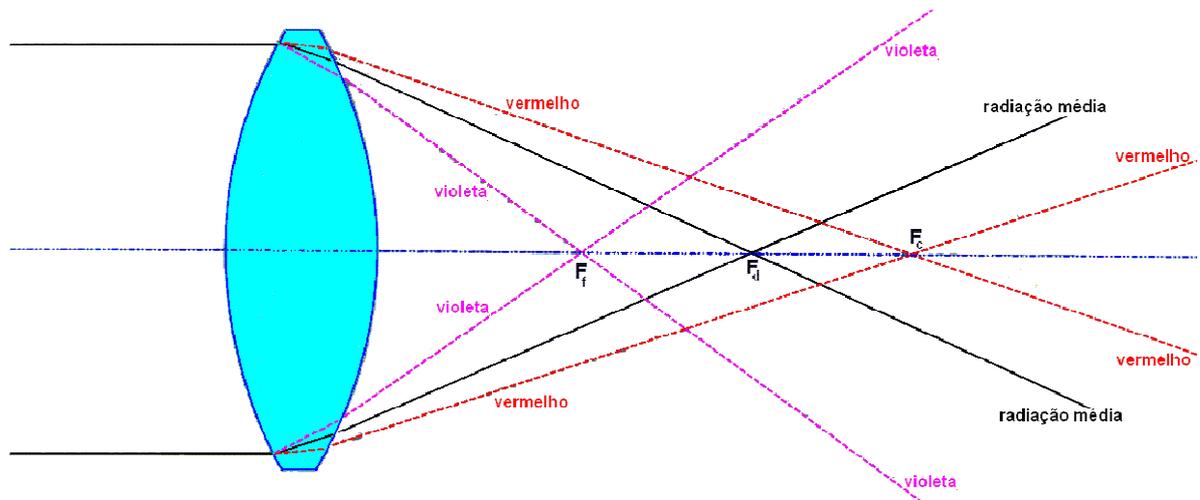
Aberração, em uma lente, é um efeito que impede a perfeita reprodução de uma imagem e é definida como qualquer diferença entre a imagem formada por um sistema óptico, com uma determinada abertura e a imagem teórica formada pelo mesmo sistema óptico (Brown, 1945).

### 2.8.1 Aberração Cromática

Quando um campo de luz policromático atravessa um meio vítreo, ocorre a refração dos raios luminosos e o ângulo em que ocorre a refração, depende diretamente do

comprimento de onda refratado. Comprimentos de onda mais curtos (cor violeta) se refratam mais intensamente do que os comprimentos de onda mais longos (cor vermelha). A Figura 28, ilustra o efeito da aberração cromática em lentes.

Figura 28: Aberração Cromática



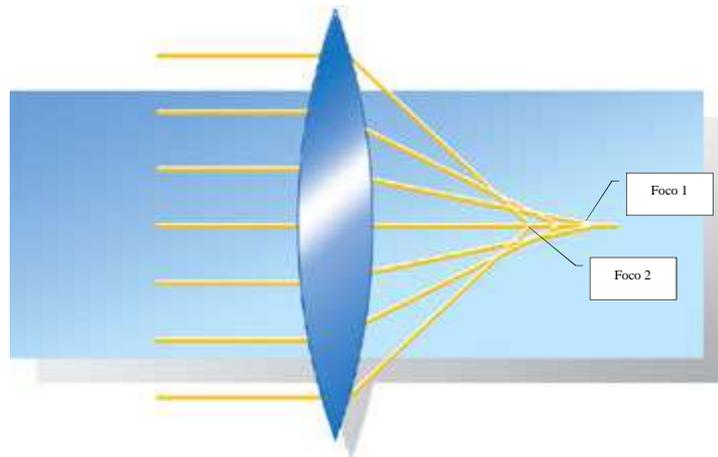
Fonte: O autor (2013)

A aberração cromática pode ser evitada, dimensionando um conjunto óptico com os elementos espaçados de forma conveniente ou ajustando as curvaturas das lentes. Um método muito utilizado pela indústria para a correção da aberração cromática é a adoção de sistemas ópticos compostos, ou seja, lentes formadas por vários elementos ópticos de diferentes materiais.

### 2.8.2 Aberração Esférica

A aberração esférica é um problema comum em todas as lentes simples. Em uma lente convergente, os raios luminosos, que passam pelo entro da lente convergem para o plano focal (foco 1). Conforme observado na Figura 29, os raios refratados na região mais externa da lente convergem para pontos do eixo óptico, não coincidentes com o plano focal (foco 2). O efeito disso é um borramento na imagem obtida (Bureau of Naval Personnel, 1969).

Figura 29: Aberração Esférica



Fonte: O autor (2013)

A extensão da aberração esférica, em uma lente, depende da espessura da lente e o seu comprimento focal.

Uma forma prática de evitar a aberração esférica é a utilização de diafragma de campo que permitam a passagem da luz somente na região central, próxima ao eixo óptico, onde a aberração esférica é muito reduzida.

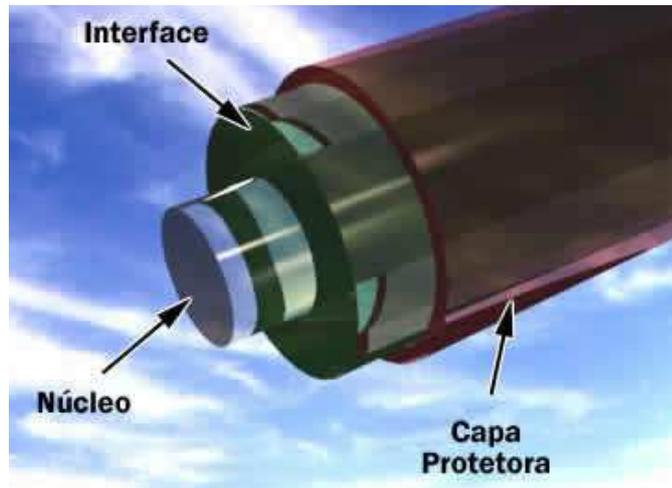
Outra forma de compensar a aberração esférica é utilizar duas lentes com curvaturas opostas. A curvatura da segunda lente é calculada de forma a buscar o mesmo comprimento focal para todos os raios luminoso que atravessam o conjunto de lentes.

## 2.9 FIBRA ÓPTICA

As Fibras ópticas são fios longos e finos de vidro muito puro, com o diâmetro aproximado de um fio de cabelo humano. São dispostas em feixes chamados cabos ópticos e usadas para transmitir sinais de luz ao longo de grandes distâncias.

A Figura 30 apresenta as partes que compõe uma fibra óptica.

Figura 30: Partes de uma fibra óptica



Fonte: Craig Freudenrich (2013)

- Núcleo: minúsculo centro de vidro da fibra, no qual a luz propaga;
- Interface: material óptico externo que circunda o núcleo e reflete a luz de volta para ele;
- Capa protetora: revestimento de polímero que protege a fibra de danos mecânicos e umidade.

As fibras ópticas são dispostas em feixes nos cabos ópticos, que são protegidos pela cobertura externa do cabo, chamada jaqueta.

As fibras ópticas são fabricadas em dois tipos: fibras monomodo e fibras multimodo.

As fibras monomodo possuem núcleos pequenos (cerca de  $9 \times 10^{-6} \text{m}$  de diâmetro) e transmitem luz laser infravermelha (comprimento de onda de 1.300 a 1.550nm).

As fibras multimodo possuem núcleos maiores (cerca de  $62,5 \times 10^{-6} \text{m}$  de diâmetro) e transmitem luz infravermelha (comprimento de onda de 850 a 1.300 nm) proveniente de diodos emissores de luz (LEDs).

O mecanismo que permite a propagação do sinal ao longo da fibra, em termos da óptica geométrica, é o da reflexão interna total que ocorre quando um feixe de luz emerge de um meio mais denso para um meio menos denso.

A relação entre a velocidade da luz no vácuo  $C(\text{luz})$ , e a velocidade da luz em um meio  $C(\text{meio})$ , qualquer define o índice de refração do meio “n”, em questão expresso por:

$$n = \frac{C(\text{luz})}{C(\text{meio})}$$

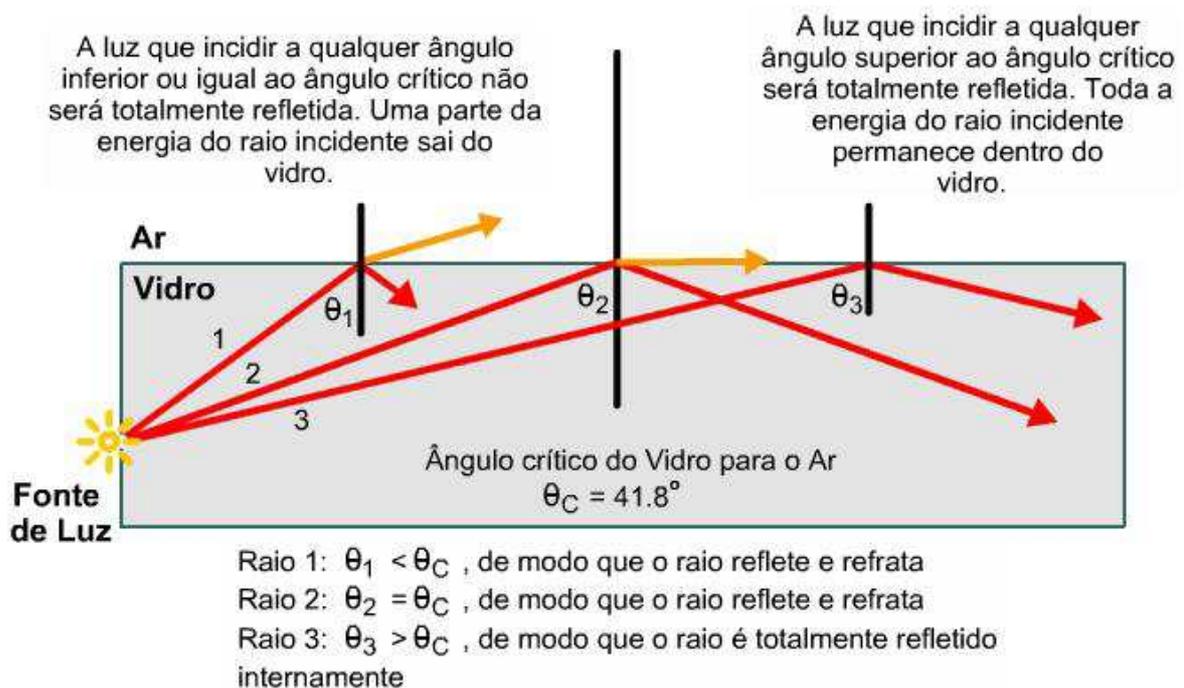
Equação 29

Desta forma, meios dielétricos mais densos corresponde a velocidade de propagação da luz menor e vice-versa. O índice de refração de um determinado material é função do comprimento de onda da luz incidente.

Quando a refração ocorre na passagem da luz de um meio dielétrico mais denso para um meio menos denso, o ângulo de raio refratado é sempre maior que o ângulo incidente. Neste caso, existe uma situação limite que  $90^\circ$ , conhecido como ângulo crítico, implica um raio refratado que se propaga paralelamente na interface entre dois dielétricos. Qualquer raio incidente com ângulo superior ao ângulo crítico, não será mais refratado, mas refletido totalmente. Esse efeito de reflexão interna total é o mecanismo básico de propagação da luz em fibras ópticas.

Na Figura 31, é possível observar a relação do ângulo crítico e a reflexão da luz.

Figura 31: Ângulo crítico da fibra óptica



Fonte: Craig Freudenrich (2013)

### 3 ADAPTÔMETRO DE ESCURO

Este trabalho consiste na calibração e validação do adaptômetro de escuro desenvolvido (IDA), para adequação ao uso clínico. O objetivo dos testes é extrair parâmetros das curvas de adaptação ao escuro e definir os limites de normalidade resultando em uma curva normal de adaptação ao escuro de um indivíduo.

#### 3.1 DESCRIÇÃO DO EQUIPAMENTO

Os exames realizados pelo IDA são exames não invasivos onde é possível visualizar o fundo do olho, gerar estímulo de *bleaching* e estímulos de teste de limiar de sensibilidade de visão. Além disso, permite o controle da intensidade, duração e cor dos estímulos luminosos, variar a posição do estímulo durante um exame e gravar seus dados de resposta do sujeito de forma automática. Permite, também, visualizar os dados gravados do exame em tempo real e relaciona com os valores normais de adaptação ao escuro.

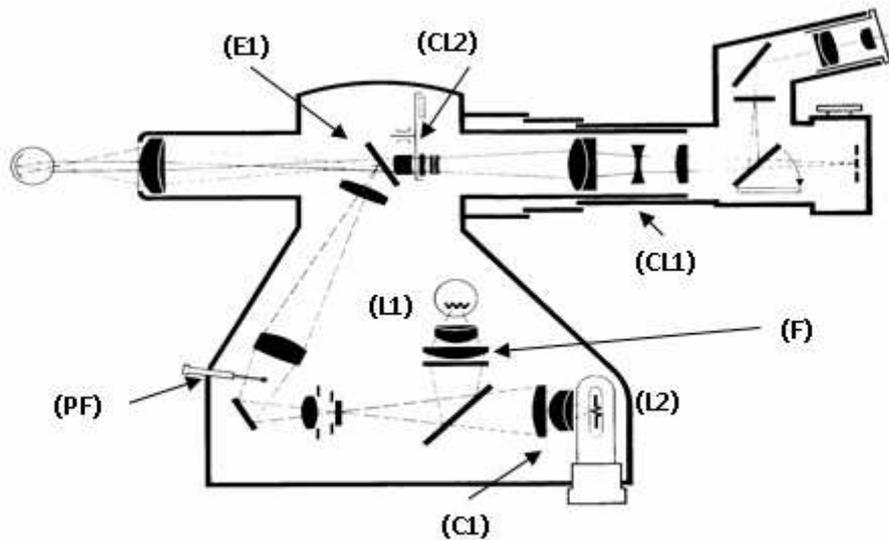
Para a calibração e validação do adaptômetro de escuro utilizado neste trabalho foi necessário desenvolver subsistemas que fazem parte do funcionamento do adaptômetro de escuro deste trabalho. São eles:

1. Um sistema de imageamento por câmera de vídeo;
2. Ponto de fixação luminoso;
3. Diafragma para limitação do campo luminoso;

#### 3.2 CÂMERA DE *FUNDUS*

A câmera de *fundus* é um instrumento utilizado para realizar exames de fundo de olho de uma pessoa, pois permite a visualização da retina. O princípio de funcionamento deste instrumento é simples apesar de sua complexidade. Os componentes da Câmera de Fundos Zeiss® modelo 300909 utilizado neste trabalho são apresentados na Figura 32.

Figura 32: Diagrama óptico da câmera Zeiss®



Fonte: Helegda (2002)

### 3.2.1 Funcionamento da Câmera Zeiss®

Com o objetivo de iluminar a retina, a câmera de *fundus* utiliza um espelho (espelho E1) colocado em ângulo à frente do olho a ser examinado. Este espelho também é utilizado para visualizar a retina. Na iluminação da retina, o espelho é utilizado como refletor comum focalizando a luz, proveniente da fonte, na pupila, pela técnica Maxwelliana (Capítulo 1). A projeção formada sobre o olho é semelhante a um anel circular, onde a região central não iluminada da córnea é utilizada no caminho óptico de visualização. A imagem da retina é então visualizada por meio deste caminho óptico. Eventuais reflexões provenientes das superfícies desse sistema são eliminadas, pois o caminho óptico de uma imagem passa somente por regiões não iluminadas.

Através da ocular da câmera, localizada o plano conjugado da retina, é possível observar a retina.

A câmera utiliza um ponto de fixação (PF), para fixar a visão e então expor as diferentes regiões da retina do sujeito. O projeto deste ponto de fixação será visto mais adiante.

Uma série de lentes reguláveis (CL1) são utilizadas para corrigir a dioptria do olho observado.

Outro conjunto de lentes internas (CL2) permite o observador aproximar a imagem manualmente, dependendo da lente escolhida. Geralmente escolhe-se posicionar a região de interesse ocupando todo o campo de visão do aparelho.

Em uma de suas saídas, é possível acoplar uma câmera fotográfica para registrar os dados de um exame. Ou ainda, para aquisição das imagens da retina iluminada por uma fonte de luz infravermelha, uma câmera de vídeo pode ser acoplada no lugar da câmera fotográfica.

A câmera possui um campo visual de 30°. Seu sistema de iluminação infravermelha consiste de uma lâmpada e um filtro Schott RG850 permitindo obter uma fonte de faixa estreita e com intensidade suficiente para possibilitar a iluminação da retina.

Medidas realizadas com o intuito de verificar os níveis de segurança serão apresentadas no próximo capítulo.

A Figura 33 apresenta a (a) Câmera de *Fundus Zeiss*<sup>®</sup> modelo 300909 conectada a (b) Fonte de Estímulos responsável pela geração dos estímulos luminosos.

Figura 33: (a) Câmera de *Fundus Zeiss*<sup>®</sup> modelo 300909 e (b) Fonte de Estímulos



Fonte: Helegda (2002).

### 3.3 SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE IMAGEM

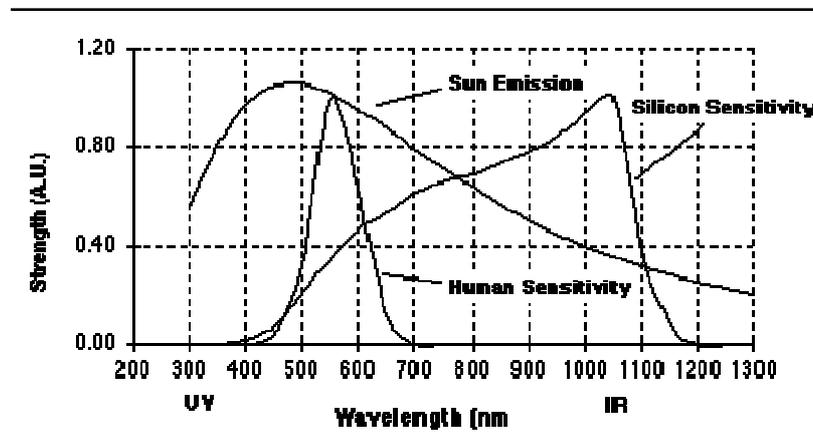
A aquisição da imagem da retina, iluminada pela fonte de luz infravermelha, é realizada por uma câmera de vídeo acoplada no lugar da câmera fotográfica originalmente acoplada na câmera de *fundus*.

Um sistema ótico formado por uma câmera de vídeo Sony XCST 70, uma lente objetiva de 4 mm e um tubo de sustentação, captura a imagem no plano conjugado de formação da imagem da retina. Esse sistema também é responsável por adequar o tamanho da imagem de 35 mm ao CCD de 2/3" da câmera de vídeo.

O olho humano tem uma resposta na faixa espectral de comprimento de onda situado entre 370nm e 730nm.

O sensor CCD (*charge-coupled device*) da câmera de vídeo tem uma resposta espectral distinta, como pode ser observado na Figura 35.

Figura 34 Sensibilidade dos CCD's comparando com olho humano e a luz solar



Fonte: Manual Sony XCST 70 (2013).

O tubo de sustentação, da câmera de vídeo, é um tubo de alumínio anodizado para evitar reflexões indesejáveis no interior do conjunto óptico. O tubo de sustentação tem um comprimento adequado aos comprimentos focais das lentes utilizadas.

### 3.4 PONTO DE FIXAÇÃO LUMINOSO

Para um resultado preciso do teste de adaptometria ao escuro, é necessário que o sujeito não realize nenhum movimento com a cabeça ou com os olhos. Para isso o ponto de fixação luminoso foi criado.

Durante o exame, o sujeito é convidado a manter sua atenção ao ponto vermelho. Movimentando esse ponto, o investigador pode posicionar o olho, de forma a permitir a exposição e visualização da região da retina a ser estudada.

O ponto de fixação luminoso é constituído por uma fibra óptica multimodo (Capítulo 2). Para evitar que a adaptação ao escuro dos bastonetes seja influenciada, a luz utilizada no ponto de fixação é de cor vermelha. Conforme o item 1.4.3 Figura 6, o fotorpigmento dos

bastonetes possui baixíssima absorção espectral para a cor vermelha (650nm). A luz de cor vermelha é fornecida por um diodo emissor de luz, LED, posicionado no outro extremo da fibra óptica com auxílio de um conector presente na fibra. O outro extremo da fibra está posicionado que fique na mesma direção do campo de iluminação do IDA. A intensidade do estímulo gerado pode ser ajustada por meio de um potenciômetro variável. Esse ajuste é importante, pois a sensibilidade da retina varia durante o processo de adaptação ao escuro: no início do exame, necessita uma intensidade luminosa maior, e ao longo do exame, necessita uma intensidade cada vez menor.

A potência da luz emitida pelo LED é inferior a 100 mW e o tamanho do ponto de fixação é inferior a  $0,1^\circ$ .

### 3.5 DIAFRAGMA PARA LIMITAÇÃO DO CAMPO LUMINOSO

A proposta deste equipamento é investigar regiões específicas da superfície da retina, onde as células fotorreceptoras terão seus foto-pigmentos depletados pela luz de *bleaching*. Além disso, serão submetidos a estímulos luminosos variáveis para determinação dos limiares de adaptação ao escuro.

O tamanho do campo de *bleaching* utilizado na maioria dos testes pode variar de  $10^\circ$  até  $20^\circ$  de diâmetro (Azevedo, 1996). Neste trabalho, o tamanho do campo de *bleaching* que foi utilizado é  $10^\circ$  de diâmetro.

Conforme a lei de Ricco, no Capítulo 1, o tamanho mínimo do campo do estímulo luminoso deve ser de  $1,5^\circ$  de diâmetro.

O ajuste do tamanho dos estímulos é realizado através de um diafragma. O controle da abertura e fechamento do diafragma é manual e a alavanca de controle, localizada na parte traseira inferior da câmera de Zeiss<sup>®</sup>, está conectada ao diafragma através de um cabo de aço.

#### 3.5.1 Suporte do diafragma

O acoplamento do cabo de fibra óptica é feito por um sistema mecânico projetado para alinhar o feixe luminoso da fibra à câmera de *fundus* Zeiss<sup>®</sup>. Esse dispositivo mecânico foi implementado a partir de modificações em um carro guia de microscópio (*charriot*). Neste carro guia o diafragma óptico juntamente com o suporte da fibra óptica e a alavanca de controle do diafragma foram fixados. Por meio desse dispositivo mecânico, a saída da fibra é fixa sobre um plano móvel conjugado da retina no interior da câmera. O efeito final é o movimento do estímulo luminoso em torno de uma região da retina.

O uso desse dispositivo é necessário para realizar correções no posicionamento do estímulo, compensando eventuais movimentos do olho.

A posição do estímulo é controlada pelos manipuladores do carro guia enquanto sua abertura de campo é controlada por uma chave mecânica.

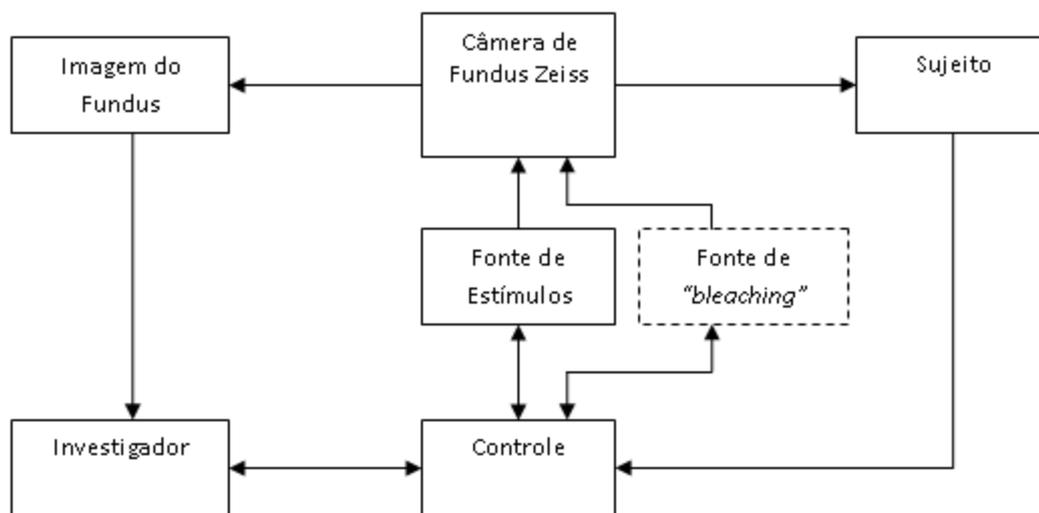
### 3.5.2 Cabo de Fibra Óptica

É um cabo de fibra óptica do tipo não coerente (Capítulo 2), utilizado para enviar os estímulos luminosos gerados pela fonte de estímulos à câmera Zeiss®. Esse cabo tem 5 mm de feixe e está posicionado em um plano conjugado da retina, no interior da câmera.

## 3.6 FONTE DE ESTÍMULOS

O adaptômetro de escuro foi desenvolvido pela equipe de Engenharia Biomédica da PUCRS, coordenada pelo Prof. Dario Francisco Guimarães de Azevedo, Ph.D. A Figura 35 apresenta o princípio básico em forma de diagrama em blocos do adaptômetro de escuro.

Figura 35: Diagrama em blocos geral do adaptômetro projetado



Fonte: Helegda (2002)

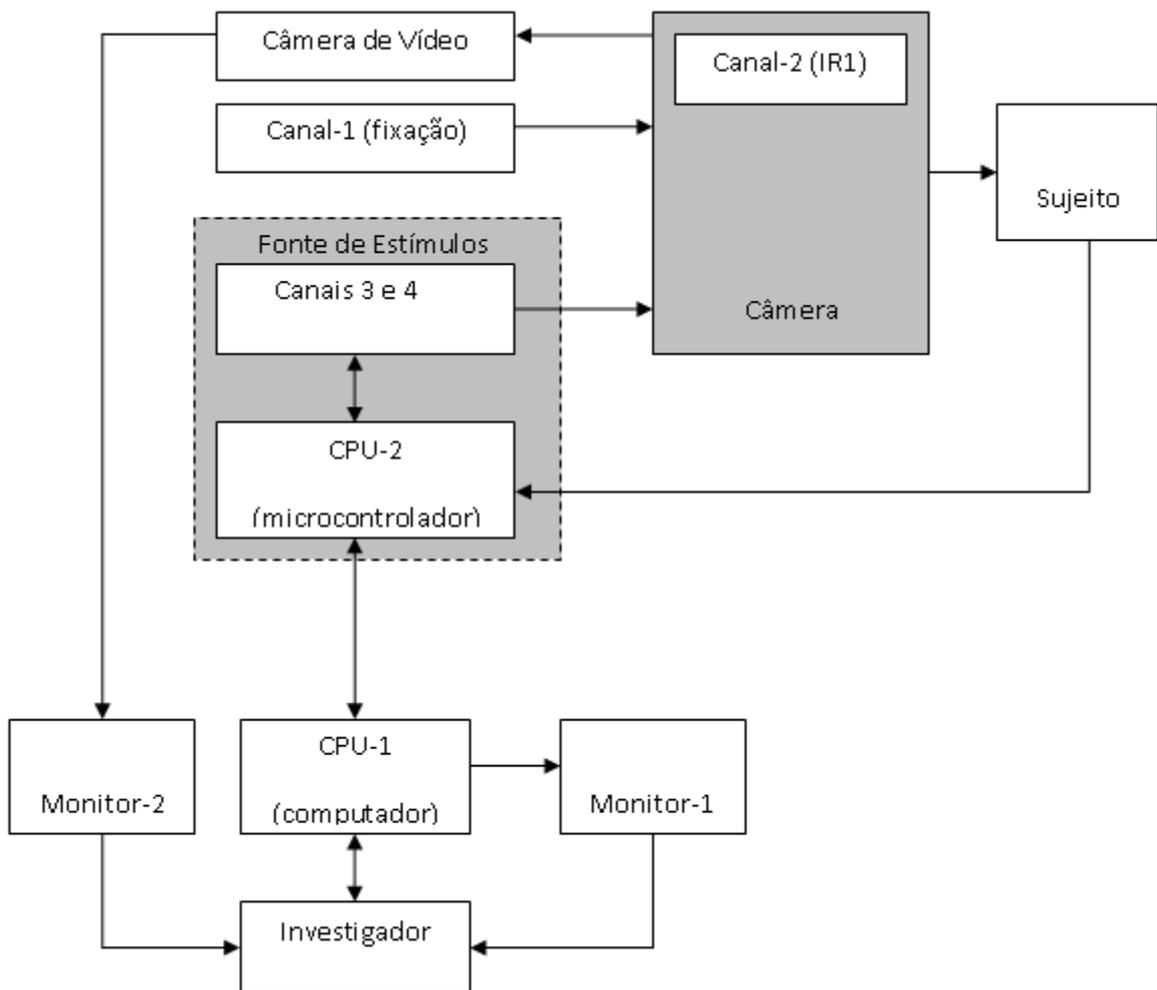
Seu funcionamento depende de uma unidade de controle central. Por meio dessa unidade, o investigador controla a Fonte de Estímulos e interage com a resposta do sujeito. Os estímulos luminosos são gerados pela fonte de estímulos e entregues a câmera Zeiss® através da fibra óptica como visto anteriormente.

Para garantir tempos de processamento adequados, pois qualquer atraso no processamento pode gerar resultados imprecisos do exame, o adaptômetro de escuro projetado possui duas CPUs de controle: CPU-1 (em um computador tipo PC) e CPU-2 (na fonte de estímulos). O algoritmo responsável pelo acionamento e controle mecânico é processado

diretamente na fonte de estímulos, enquanto que o algoritmo utilizado para determinação do limiar e processamento da informação é processado em um computador tipo PC. Isso divide o processamento, diminuindo a possibilidade de erro devido a atrasos.

Uma descrição mais detalhada do adaptômetro de escuro é mostrada na Figura 39. O funcionamento e a descrição de seus componentes são apresentados a seguir.

Figura 36: Dispositivos utilizados no adaptômetro de escuro



Fonte: Helegda (2002)

É comum em óptica designar o termo “canais” às diferentes saídas de fontes luminosas existentes em um equipamento.

Internamente, a câmera de *fundus* Zeiss® opera com quatro canais independentes. A localização desses canais foi apresentada no diagrama em blocos da Figura 39.

Canal 1 - ponto de fixação:

Este canal é utilizado como ponto de fixação durante o exame de adaptação ao escuro. Sua função, a mesma da descrita no Item 3.4. O estímulo gerado por esse canal não interfere em qualquer uma das medidas do exame.

Canal 2 – Iluminação IR do fundus:

A função desse canal é iluminar o *fundus* do sujeito e com luz infravermelha para que imagens da retina possam ser adquiridas por uma câmera de vídeo sensível a esse espectro.

Canal 3 – Iluminação IR para visualização do estímulo:

A função da iluminação por luz infravermelha é de projetar a imagem do estímulo no *fundus* do sujeito antes da entrega real do estímulo à retina, facilitando o posicionamento preciso do estímulo na região desejada.

Canal 4 Estímulo luminoso:

Este canal gera o estímulo luminoso utilizado para determinar o limiar de adaptação ao escuro, estimulando isoladamente o sistema fotópico e o sistema escotópico do olho. Deve ainda gerar estímulos com intensidade variável de 0 a 60 dB, ou 6 unidades logarítmicas, com resolução de 1 em 1 dB, pois a sensibilidade do olho varia na ordem de 1 bilhão de vezes. Sua função, portanto, é controlar a cor, tamanho, intensidade e duração dos estímulos. Este canal deve ser calibrado e é o principal objetivo desse trabalho.

O estímulo gerado por esse canal também é utilizado no procedimento de *bleaching*.

CPU-1:

A CPU-1 é um computador responsável pelo controle central do adaptômetro de escuro.

CPU-2:

A CPU-2 é um microcontrolador utilizado na automação da fonte de estímulos e monitoramento da resposta do sujeito.

Câmera de Vídeo:

Esta câmera é responsável pela aquisição das imagens de *fundus* do sujeito.

Monitor-1:

É o monitor de vídeo da CPU-1 (computador). Por meio desse monitor, o investigador obtém as informações do exame e ainda pode interagir com a CPU-1 por meio de menus de comandos.

Monitor-2:

É o monitor utilizado para visualizar as imagens de *fundus* da câmera de vídeo. A região da retina onde o estímulo está posicionado também é visualizada nessas imagens.

### 3.6.1 Descrição do funcionamento da Fonte de Estímulos

O investigador controla os estímulos a serem aplicados no sujeito por um programa em software que roda na CPU-1. Nessa CPU, é realizado o gerenciamento de alto nível do sistema, processamento de dados e ainda decisões de controle. O investigador acessa comandos nessa CPU-1 por menus apresentados na tela gráfica. Quando um estímulo é solicitado, um comando é enviado dessa CPU-1 para a CPU-2 na Fonte de Estímulos.

O comando é recebido na CPU-2, e um software de baixo nível interage diretamente no sistema óptico e hardware da Fonte de Estímulos para gerar o estímulo solicitado. A CPU-2 é constituída de um microcontrolador e eletrônica associada, especificamente projetada para estes controles. Os estímulos gerados pela fonte são entregues à câmera de *fundus* Zeiss® onde são finalmente aplicados no sujeito.

Para a medida do limiar de adaptação ao escuro, uma sequência de estímulos é enviada ao sujeito e esse responde quando o viu, ou quando não o viu. Essa resposta é monitorada pela CPU-2, na Fonte de Estímulos, e enviada para a CPU-1.

A comunicação de dados entre a CPU-1 e a CPU-2 é realizada por meio de uma interface serial RS-232.

O limiar de adaptação ao escuro de uma determinada região da retina, a que está sendo examinada, é encontrada variando a intensidade do estímulo luminoso. É possível observar no monitor do computador (CPU-1) o limiar encontrado. Ao final do exame, um gráfico (limiar versus tempo) é formado mostrando a curva de adaptação ao escuro em determinada região da retina.

O monitor de vídeo (monitor-2) é utilizado para visualizar as imagens da retina do sujeito. Além disso, o monitor é utilizado para visualizar o posicionamento do estímulo na região desejada.

O sinal luminoso dessa fonte é gerado por uma lâmpada incandescente. A luz por ela emitida é atenuada por um conjunto de filtros ópticos sobreposto em seu caminho. Esses filtros estão dispostos em 3 Rodas de filtros:

- Roda de filtros 1

Essa Roda (Figura 37c) é um filtro de densidade neutra com variação contínua de 0 a 27dB. Esse filtro é o responsável pelo ajuste de pequenos valores na atenuação.

- Roda de filtros 2

A função desta Roda de filtros (Figura 37b) é ajustar grandes valores na atenuação. Para isso, essa roda é provida de 3 filtros de densidade neutra: um com 0dB (sem atenuação), outro com 20dB (2 unidades logarítmicas) e outro com 30dB (3 unidades logarítmicas). A

posição relativa à 0dB deve ser entendida como sendo a máxima intensidade luminosa a se aplicar no olho de um indivíduo, e que não causa danos a suas funções ou estruturas.

- Roda de filtros 3

Essa roda (Figura 37a) tem capacidade para acomodar até 4 filtros. Somente 3 filtros estão sendo utilizados.

Conforme visto no Capítulo I, os cones e bastonetes têm diferentes curvas de adaptação ao escuro. De forma a analisar a resposta desses dois fotorreceptores é necessário estimulá-los individualmente. Estudando as curvas de eficiência luminosa ( $V(\lambda)$  e  $V'(\lambda)$ ), podem-se determinar os comprimentos de onda que estimulam preferencialmente os cones ou preferencialmente os bastonetes. Com filtros ópticos adequados (filtros de interferência) podem-se gerar estímulos com comprimentos de onda em uma faixa bem estreita do espectro. Filtros com comprimentos de onda de 500nm (azul esverdeado) e 650nm (vermelho) foram usados nessa Roda-3, e são exemplos de estímulos monocromáticos a serem utilizados para se diferenciar o limiar de sensibilidade para o sistema fotópico e para o sistema escotópico.

Nesta mesma roda, um filtro amarelo é utilizado para isolar o sistema fotópico do sistema escotópico. Este filtro tem como função eliminar a incidência de radiações de comprimentos de ondas curtas (azul) que causam desconforto para o sujeito (Azevedo 1996).

Em 500nm o olho apresenta uma sensibilidade de 3230 lm/W para os cones e 9820lm/W para os bastonetes, para curvas normalizadas (Wyszcki e Stiles, 1982). Considerando valores absolutos (para  $K_m$  e  $K'_m$ ), a razão de sensibilidade bastonetes/cones é de 7,6 vezes em favor dos bastonetes. Para o comprimento de onda de 650nm o olho apresenta essa uma sensibilidade de 7lm/W para os bastonetes e 1070lm/W para os cones, para valores normalizados (Wyszcki e Stiles, 1982). A razão de sensibilidade cerca 107,5 vezes em favor dos cones.

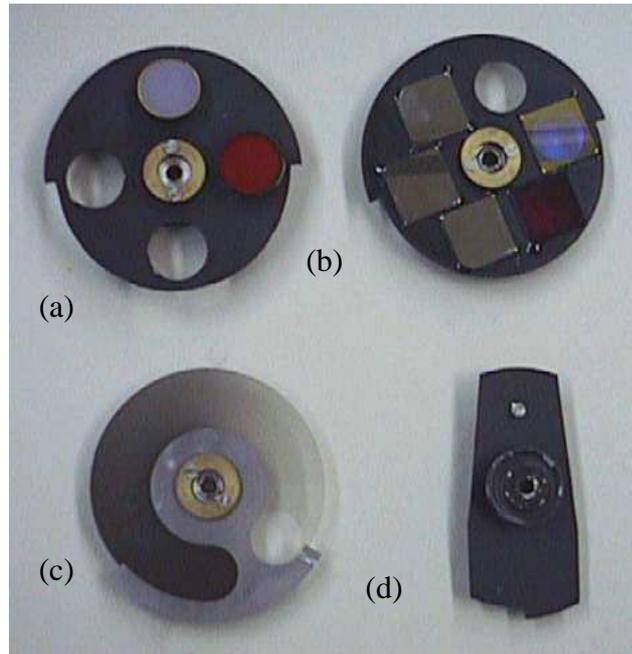
Como se observa na Figura 16 Capítulo I é possível verificar que os filtros utilizados são suficientes para estimular preferencialmente os cones ou os bastonetes.

- Shutter

O *shutter* (Figura 37d) é usado para controlar a saída do estímulo. Esse dispositivo é constituído por um anteparo preto, sobre o qual se encontra o LED-IR utilizado pelo Canal-2. O *shutter* é o dispositivo responsável por selecionar o canal 3 ou o canal 4: quando um estímulo é entregue (*shutter* aberto) o Canal-2 estará “desligado” (*shutter* fechado), e vice versa.

As rodas de filtros 1, 2 e 3 juntamente com o *shutter* estão apresentadas na Figura 40. Para realizar o posicionamento, cada um desses dispositivos é provido de uma borda saliente em um de seus lados. Um sensor óptico de posição detecta a transição desta borda.

Figura 37: (a) Roda de filtros 3, (b) Roda de filtros 2, (c) Roda de filtros 1, e (d) *shutter*



Fonte: Helegda (2002)

Os posicionamentos das Rodas de filtros e do *shutter* são realizados com o auxílio dos quatro motores de passo anteriormente descritos. O acoplamento mecânico é realizado por meio de polias sincronizadoras MXL (Correias Schneider Ltda) de 20 e 60 passos unidas entre si por correias de 310 passos. Essas polias fornecem uma redução mecânica de 3:1, o que aumenta a resolução de para cada passo. O *shutter* não possui redução (acionamento 1:1).

- Lâmpada incandescente

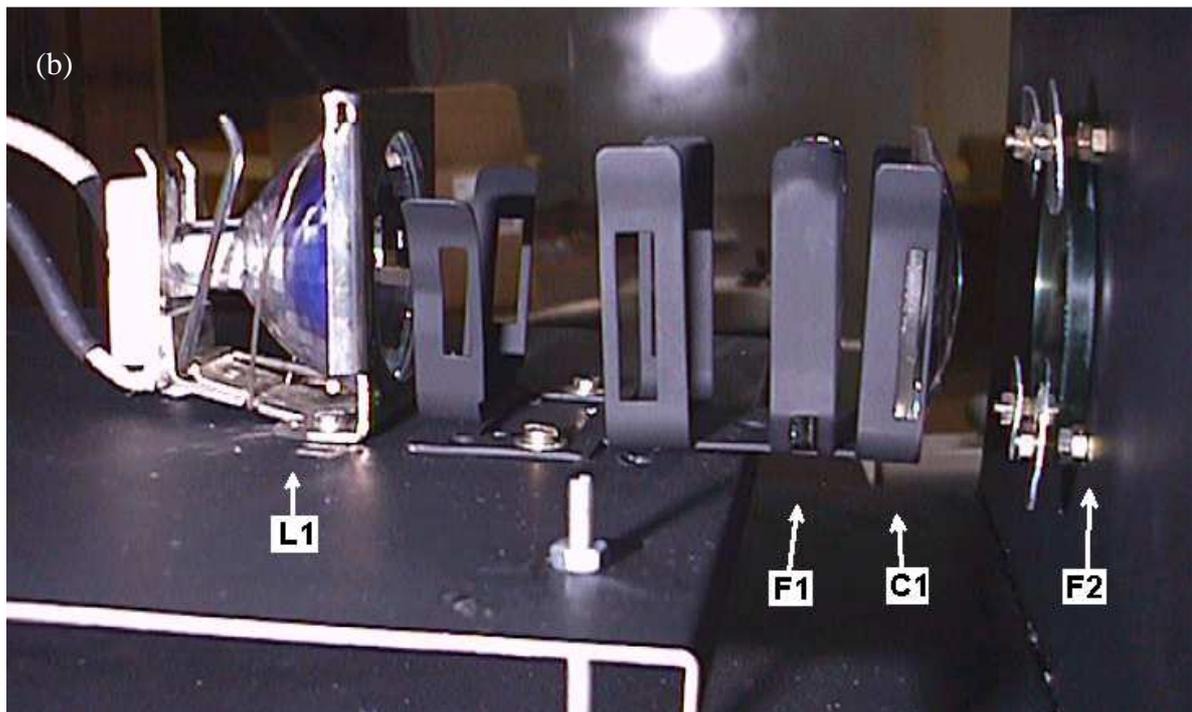
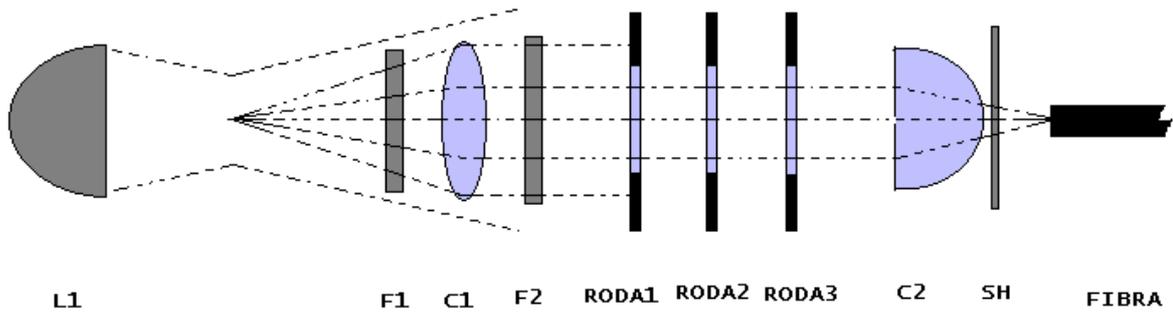
A lâmpada usada nesse projeto é uma lâmpada de 120V/300W do tipo ELH alógena com refletor facetado. Sua temperatura nominal é de 3200°C e tem uma vida útil de 150 horas (GE Lighting).

As Figuras 38a e 38b mostram como está posicionada a lâmpada, o filtro de radiação infravermelha e as lentes utilizadas na fonte de estímulos.

Os filtros infravermelhos (F1 e F2) foram adicionados ao sistema óptico, para absorção do calor gerado pela lâmpada, calor este que certamente danificará os filtros ópticos.

A lâmpada foi posicionada no foco de uma lente com comprimento focal de 50mm (C1 na Figura 38a), e o feixe de fibra foi colocado no foco de uma lente com comprimento focal de 20mm (C2 na Figura 38a ).

Figura 38: (a) diagrama óptico da fonte de estímulos e (b) vista real da lâmpada



Fonte: Helegda (2002)

Onde:

L1 - Lâmpada da fonte de estímulos

SH - Shutter

F1 e F2 - Filtros corta IR

C1 e C2 - Lentes condensadoras

### 3.6.2 Instrumentação

Para a medição de grandezas fotométricas são utilizados fotômetros, ou seja, instrumentos que possuem um sensor fotométrico para medição de radiação visível. A resposta do sensor deve estar corrigida para apresentar uma sensibilidade espectral próxima à curva de sensibilidade do olho humano proposta pela CIE (*Commission Internationale de l'Eclairage* – Comissão Internacional de Iluminação).

- Luxímetros

As medidas de iluminância são realizadas com o auxílio de fotômetros denominados luxímetros, os quais consistem de um sensor fotométrico, geralmente de silício ou selênio, com um filtro de correção óptica, conectado a um circuito de condicionamento do sinal (para conversão, linearização e amplificação) com um mostrador digital ou analógico. Uma seleção de cargas é feita internamente para ajustar sua escala. Um filtro de difusão de cossenos é usado para que a luz incidente na fotocélula seja captada em diferentes ângulos.

Foi utilizado um luxímetro do tipo digital com *datalogger*, modelo LDR225, da marca Instrutherm<sup>®</sup>, Figura 39. Registra níveis de iluminância (em lux e *footcandle*).

Sensibilidade espectral próxima à curva fotópica, ou seja, curva de resposta correspondente ao olho humano.

Figura 39: Luxímetro Instrutherm modelo LDR225



Fonte: Manual do instrumento (2013)

O luxímetro possui precisão de 3% de leitura e 5 dígitos, capacidade de armazenamento de 40.000 conjuntos de dados automáticos, com intervalo de tempo máximo entre a coleta dos dados de 3 minutos (INSTRUTHERM, 2009).

- *Luminancímetros*

As medidas de luminância foram realizadas com o auxílio de fotômetros denominados luminancímetros.

O luminancímetro utilizado pertence à marca Minolta modelo LS-110 que está entre os medidores de luminância mais precisos disponíveis no mercado.

A série LS-110, Figura 40, usa uma única lente (SLR – Single Lens Reflex), que oferece aos diversos recursos importantes. Essa lente permite alta precisão no direcionamento de fontes de luz. Áreas muito pequenas de até 0,4 milímetros podem ser medidas com precisão.

Figura 40: Luminancímetro Minolta LS-110

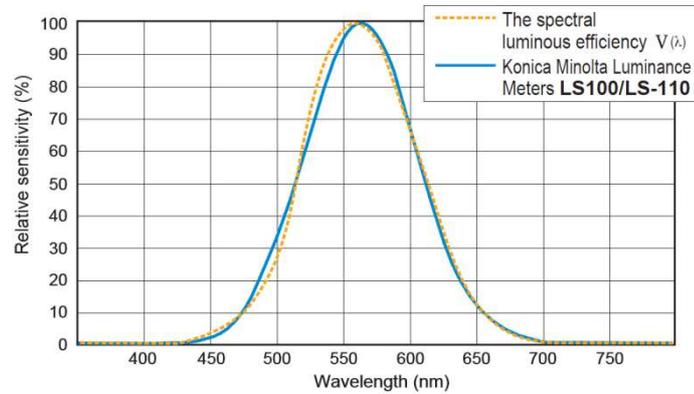


Fonte: Manual do instrumento (2013).

O luminancímetro LS-110 comunica-se, via RS-232, com o computador. Possui ângulo de visão de 9° e faixa de operação de 0,01 cd/m<sup>2</sup> até 999,900 cd/m<sup>2</sup> (0,01 fL até 291,800 fL).

Conforme a Figura 41, a resposta espectral o luminancímetro compreende a resposta espectral do sistema fotópico,  $V(\lambda)$ , do olho humano.

Figura 41: Resposta espectral do luminômetro



Fonte: Manual do instrumento (2013)

- Espectrômetro

Para o levantamento espectral, da fonte de estímulo luminoso, foi utilizado o Espectrometro modelo Spectro 320, Figura 42, e o sensor ISP40-101, Figura 43, faixa espectral 220 nm até 2500 nm.

Figura 42: Espectrômetro modelo Spectro 320



Fonte: Manual do instrumento (2013)

Figura 43: Sensor modelo ISP40-101



Fonte: Manual do sensor (2013)

O Spectro 320 na configuração máxima é possível digitalizar 190-5000 nm em uma única varredura.

O Spectro 320 possui Technology Fast-Scan que permite uma velocidade de medição e precisão muito maior do que os monocromadores convencionais que utilizam motores de passo. O espectro visível pode ser medido dentro de poucos segundos, além disso, esse instrumento combina as vantagens de uma vasta gama dinâmica do sinal e alta resolução espectral de um espectrômetro de digitalização com os tempos de medição curtos de espectrômetros de matriz.

- Correção Cosseno

A iluminação numa superfície varia com o cosseno do ângulo entre a normal à superfície e o raio de luz. Ela é máxima quando o raio é normal à superfície, ou seja, quando o ângulo de incidência  $\theta = 0^\circ$ . Em qualquer outro caso o raio de luz cobrirá uma área maior, conseqüentemente redução no nível de iluminação.

$$E = E_0 * \cos(\theta)$$

Equação 30

Onde:

E: irradiância medida no ângulo de incidência

$E_0$ : Irradiação de incidência normal

$\theta$ : ângulo entre o feixe de luz incidente e o detector

- Espectrofotômetro: lambda 950

Para realização da medida de reflectância do papel de barita, foi utilizado um espectrofotômetro modelo Lambda 950. Este equipamento possui alta precisão, duplo feixe, duplo monocromador, faixa de comprimento de onda que vai de 175 nm até 3300 nm, resolução de 0,05 nm até 5,00 nm.

A Figura 44 mostra o equipmaneto.

Figura 44: Espectrofotômetro Lambda 950



Fonte: Manual do instrumento (2013)

- Papel *Baryta Photographique*

Para o procedimento de medida da iluminância retinal, é necessário um alvo formado por uma superfície difusora com fator de radiância (reflectância) conhecida.

Como superfície difusora foi utilizada o papel *Baryta Photographique* 310g/m<sup>2</sup> do fabricante Canson<sup>®</sup>. Trata-se de um papel (alfacelulose) branco sem ácido e revestido de sulfato de bário.

f) Filtro de Gelatina Vermelho

Para filtrar comprimentos de ondas indesejáveis, ou seja, comprimentos de onda diferentes aos correspondentes da cor vermelha, por exemplo, cor azul e verde, durante o exame, o monitor, onde serão visualizadas as imagens da retina, deve possuir um filtro de gelatina vermelho.

Os filtros de gelatina são fabricados em uma folha delgada deste material. Medem, em geral, 75 x 75 mm. São pouco resistentes a riscos e ao calor, devendo-se evitar pegá-los diretamente com as mãos, ou, se não houver alternativa, deverão ser segurados pela extremidade.

### 3.7 CALIBRAÇÃO DO EQUIPAMENTO

A calibração do equipamento foi determinada pela comparação dos resultados obtidos com os descritos na literatura.

#### 3.7.1 Ambiente de testes

O trabalho de calibração do IDA, foi realizado em dois ambientes: nas dependências do Laboratório de Tecnologia da Física, prédio 96 sala 218 e nas dependências do Laboratório de Imagens (LABIMA) da Faculdade de Engenharia, prédio 30 sala 218. No LABIMA, também serão realizados os exames de adaptação ao escuro.

O laboratório LABIMA, possui um equipamento chamado de lava olhos. O lava-olhos é formado por dois pequenos chuveiros de média pressão, acoplados a uma bacia de aço inox, cujo ângulo permita o direcionamento correto do jato de água na face e olhos. Este equipamento é acoplado ao chuveiro do tipo frasco de lavagem ocular.

O LABIMA possui um ambiente livre de luz visível com teto e paredes não reflexivas. A iluminação necessária aos examinadores será proporcionada por luzes suaves de cor vermelha. Para isso, será utilizada uma lanterna com filtro vermelho. A cor vermelha ( $\lambda=650\text{nm}$ ), não causa interferência na regeneração dos pigmentos dos bastonetes. Estas medidas são importantes, pois tem por objetivo minimizar as reflexões no ambiente de testes que possam provocar alterações indesejáveis no limiar mínimo de visão (*threshold*).

O ambiente de testes possui sistema de ar condicionado como ventilação proporcionando conforto térmico ao sujeito. Cadeiras estofadas para acomodação, café e água fresca para o consumo estarão disponíveis neste ambiente.

## 4 RESULTADOS

Os testes para calibração e validação do equipamento foram implementados considerando todos os blocos físicos que o integra (Capítulo 3), ou seja, foram individualmente testados. Em sua integra, o hardware foi testado de forma a simular o exame proposto (adaptação ao escuro).

### 4.1 LEVANTAMENTO ESPECTRAL

Foi realizado o levantamento espectral de todas as fontes luminosas envolvidas no IDA. Para obter as curvas espectrais foi utilizando um espectrômetro (Capítulo 3).

As medidas foram realizadas com os sinais luminosos que são entregues diretamente ao olho, assim, eventuais filtragens/atenuações ópticas existentes na câmara de *fundus* e no cabo de fibra óptica também estão sobrepostos nesses dados.

Os resultados obtidos podem ser observados conforme segue nas tabelas, nas figuras e nos gráficos.

#### 4.1.1 Levantamento espectral da lâmpada.

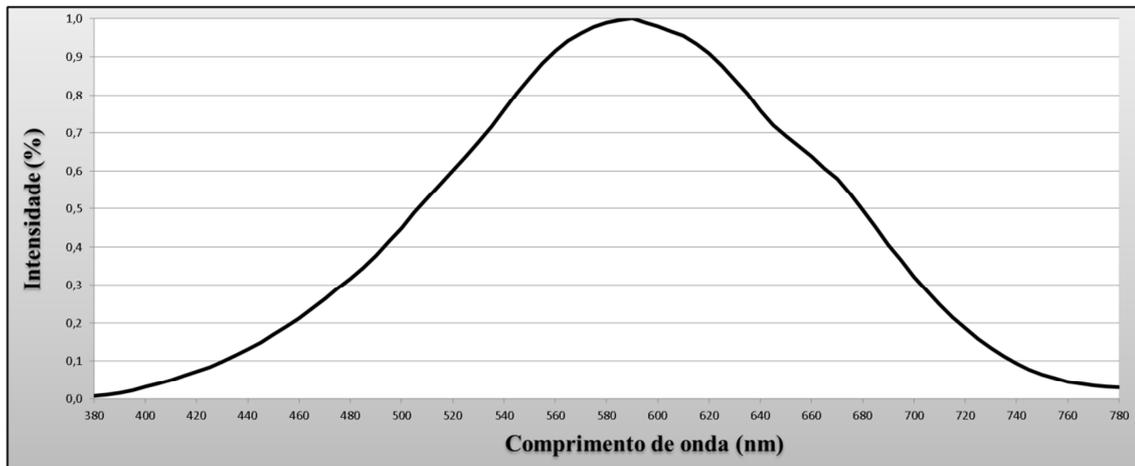
A calibração da fonte de estímulos depende das características espectrais da lâmpada usada. Uma eventual substituição dessa lâmpada, em caso de queima, por exemplo, pode mudar as características dos estímulos gerados nessa fonte.

A Figura 45 apresenta a curva com as características espectrais da lâmpada utilizada na fonte de estímulos. Essa curva foi obtida com o sensor do espectrômetro colocado diretamente na saída da fonte e mostra a variação da intensidade, normalizada em 100, em função do comprimento de onda.

Essas medidas foram realizadas sem a presença das rodas de filtros. O corte no espectro de infravermelho ( $> 720$  nm) se deve à presença dos filtros IR (F1 e F2 na Figura 41b) colocados diretamente na frente da lâmpada.

No Apêndice C, está a Tabela 16 com os valores de radiância para cada comprimento de onda da lâmpada.

Figura 45: Característica espectral da fonte de estímulos



Fonte: O autor (2013)

Através do levantamento espectral da lâmpada (120V/300W), foi verificado que atende as características para calibração do IDA, pois possui boa radiação em todo comprimento de onda visível conforme a Figura 45 e a Tabela 16 do Apêndice C.

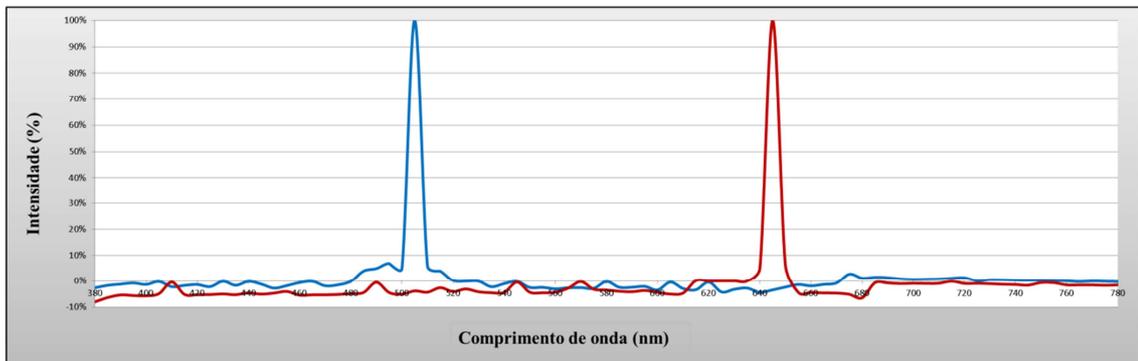
#### 4.1.2 Levantamento espectral dos filtros passa-banda

Como especificado no início do trabalho, durante um exame de adaptação ao escuro, essa fonte deve estimular preferencialmente ou os cones ou os bastonetes. O estímulo é resultado de dois filtros passa-banda, cujos comprimentos de onda estão, separadamente, dentro do espectro das curvas de eficiência luminosa  $V(\lambda)$  e  $V'(\lambda)$ , conforme Figura 13.

A Figura 46 apresenta as características espectrais dos filtros passa-banda normalizadas em 100 e em função do comprimento de onda. Os sinais gerados apresentam um espectro estreito centrado nos comprimentos de 500nm e 650nm, ou seja, cores azul-esverdeado e vermelho.

No Apêndice D, está a Tabela 17 com os valores de radiância para cada comprimento de onda dos filtros.

Figura 46: Característica espectral da fonte de estímulos, para: (linha azul) o filtro de 500nm e (linha vermelha) o filtro de 650nm.

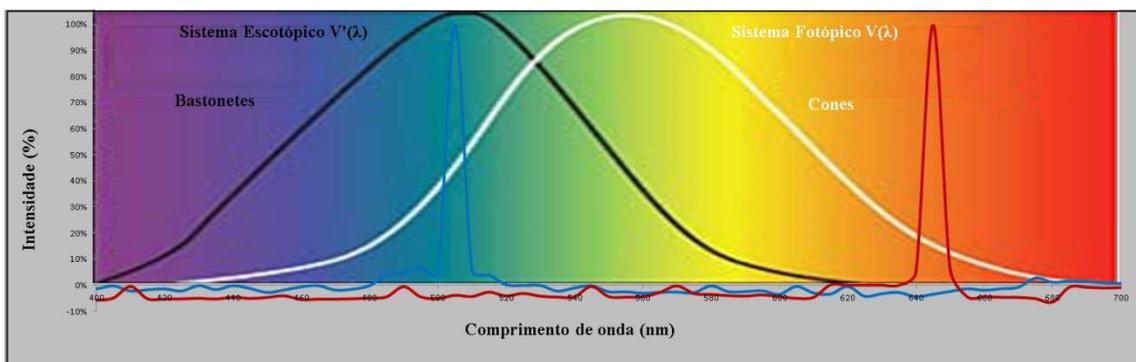


Fonte: O autor (2013)

Esses filtros possuem largura de banda de aproximadamente 5 nm, ou seja, possibilita erros reduzidos (1dB) de *threshold* conforme demonstrado no item 4.1.2.

Para um melhor entendimento de como os fotorreceptores respondem aos estímulos gerados pela fonte, é necessária uma comparação com as curvas de resposta espectral do sistema de cones e dos bastonetes. A Figura 47 apresenta a sobreposição da figura anterior com as curvas de eficiência luminosa do olho. O gráfico mostra curvas normalizadas.

Figura 47: Comparação da resposta espectral da fonte com as curvas de eficiência luminosa dos sistemas escotótico e fotópico.



Fonte: O autor (2013)

Como pode se observar, os filtros utilizados no adaptômetro possuem uma banda de + ou - 5nm, e estimulam os cones ou os bastonetes.

Os filtros de banda estreita devem ser utilizados considerando as curvas de sensibilidade espectral (Figura 13) e as curvas de eficácia luminosa (Figura 16) dos sistemas escotópico e fotópico.

Por exemplo: diferença de 20nm do filtro azul esverdeado deslocando o comprimento de onda de 507 para 527nm, pode alterar relativamente a sensibilidade entre bastonetes e cones de  $1700 * 1 / (0,4 * 683) = 6,2$  para  $1700 * 0,85 / (0,85 * 683) = 2,5$ .

Utilizando um filtro de largura de banda de 40nm ao invés de 10nm é possível obter um erro de *threshold*, ou seja, um erro no limiar entre os sistemas fotópicos e escotópicos de 2 a 4dB.

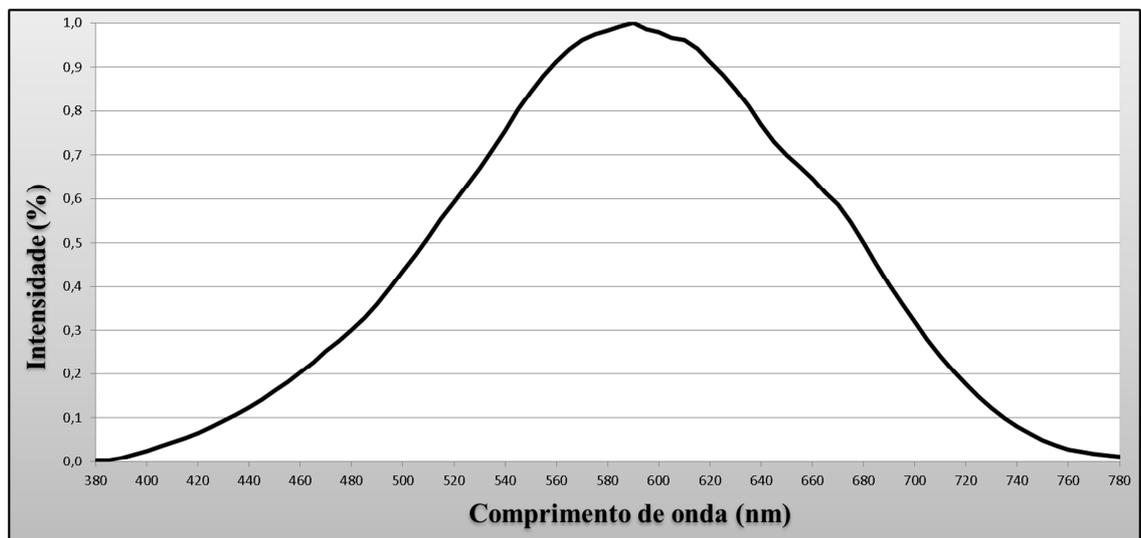
O filtro de 525nm (azul-esverdeado), utilizado no IDA, possui largura de banda de aproximadamente 6nm. Portanto, a diferença da sensibilidade entre cones e bastonetes deslocando o comprimento de onda de 522 para 528nm varia de  $1700 * 0,92 / (683 * 0,72) = 3,18$  para  $1700 * 0,85 / (683 * 0,85) = 2,48$ . Os filtros com largura estreita de banda, utilizados no equipamento, possibilita erro de *threshold* reduzido de apenas 1dB.

#### 4.1.3 Levantamento espectral do campo luminoso

No Apêndice E, está a Tabela 18 com os valores de radiância para cada comprimento de onda do campo luminoso.

A Figura 48 mostra o gráfico que representa o levantamento espectral do campo de estímulo.

Figura 48: Levantamento espectral do campo luminoso

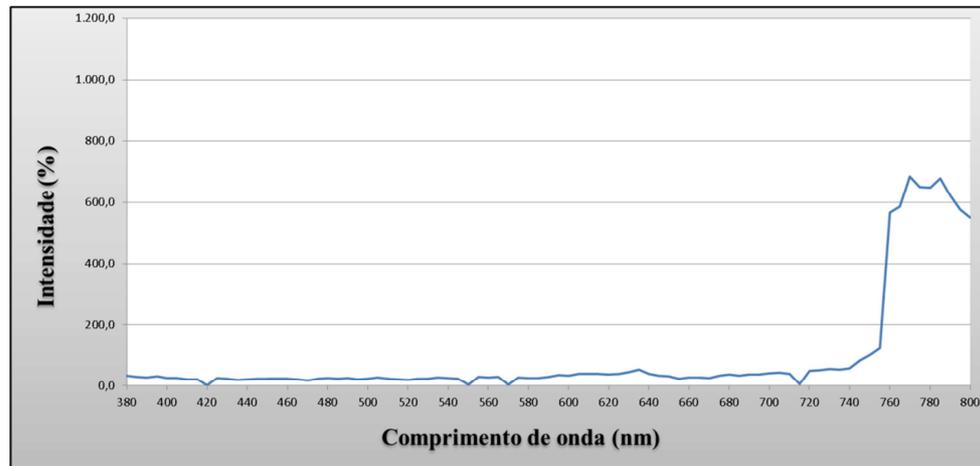


Fonte: O autor (2013)

#### 4.1.4 Levantamento espectral da iluminação infravermelha da Zeiss®

A Figura 49 mostra o gráfico que representa os dados referentes ao levantamento espectral da iluminação infravermelha da câmera Zeiss®.

Figura 49: Levantamento espectral do filtro infravermelho



Fonte: O autor (2013).

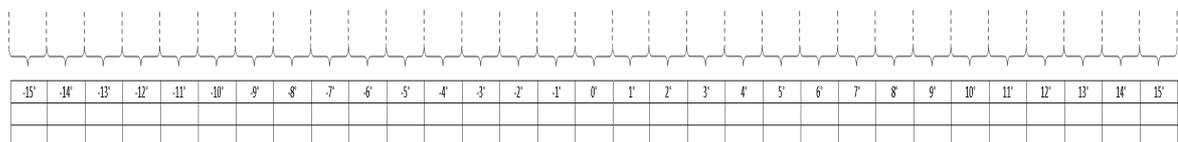
Conforme observado na Figura 49, através do levantamento espectral do filtro da fonte de iluminação infravermelha da câmera Zeiss<sup>®</sup>, foi verificado que está conforme o especificado, pois todo espectro de luz visível (380 nm a 780 nm), é filtrado. Neste caso, a retina do sujeito é iluminada apenas com a iluminação infravermelha.

#### 4.2 HOMOGENEIDADE DO ESTÍMULO LUMINOSO

Concluído o levantamento espectral das fontes luminosas, o sistema foi submetido a medições para avaliar a homogeneidade do campo de iluminação projetado na retina.

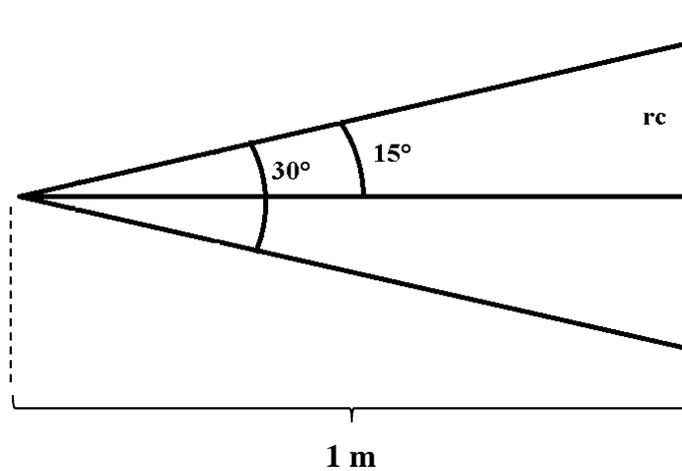
Como instrumento auxiliar, para esta avaliação, foi criado um gabarito de aferição. Este gabarito possui uma escala graduada de  $-15^{\circ}$  até  $+15^{\circ}$ , Figura 50. Uma tela de projeção foi posicionada a 1 m, Figura 55, do plano focal da câmera Zeiss<sup>®</sup> e nesta tela foi fixado o gabarito criado. Através de cálculos trigonométricos obteve-se o raio do cone (rc).

Figura 50: Gabarito utilizado nas medições



Fonte: O autor (2013)

Figura 51: Raio (rc) do campo de iluminação



Fonte: O autor (2013)

Calculo do raio (rc) do campo de iluminação da câmera de *fundus* Zeiss®:

$$\operatorname{tg}(10^\circ) = \frac{rc}{1\text{ m}} = 0,176\text{ m} \quad \text{Equação 31}$$

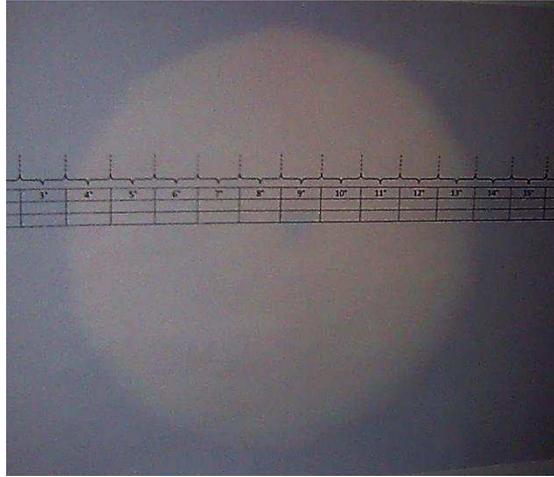
Com base neste resultado, (rc = 0,176m), o gabarito foi graduado em intervalo de 0,0175m (17,5mm), que corresponde a uma abertura de campo de 1°. Esta medida é confirmada pela ocular da câmera de *fundus* Zeiss®.

#### 4.2.1 Variação da intensidade no campo de *bleaching*

Análise da variação da intensidade no campo de *bleaching* tem por objetivo verificar os diferentes níveis de iluminância após dividir o campo de *bleaching* em 09 partes. Para realizar as medidas, o diafragma foi ajustado para uma abertura de 10°.

Foi posicionado o gabarito de testes em frente ao IDA e a centralização da projeção do campo com relação ao gabarito foi ajustada, Figura 52.

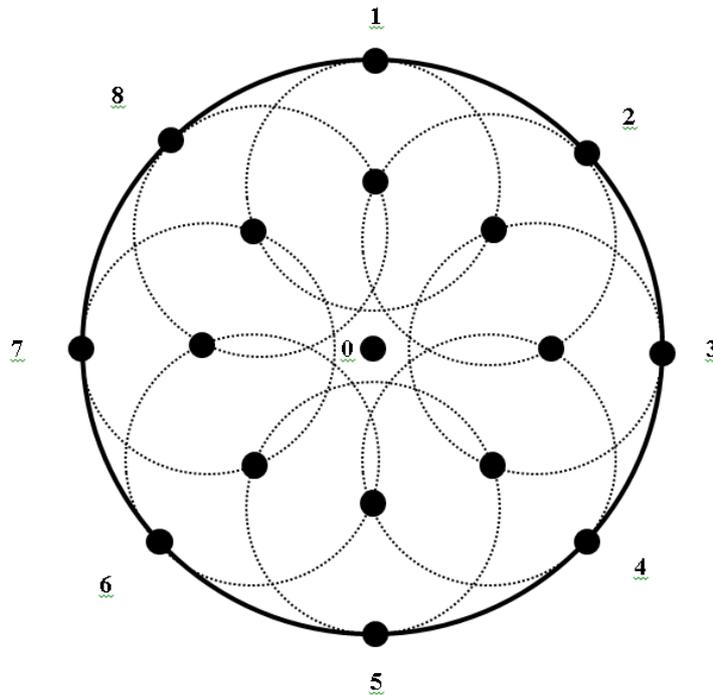
Figura 52: Estimulo projetado e centralizado no gabarito



Fonte: O autor (2013)

Para realizar as medidas, o luxímetro foi posicionado nas regiões conforme a sequência mostrada na Figura 53.

Figura 53: Posição das medidas realizadas no campo de projeção



Fonte: O autor (2013)

Os resultados das medidas podem ser verificados na Tabela 5. Os valores demonstram que a iluminância do campo luminoso de *bleaching* é suficientemente uniforme apresentando variações desprezíveis de até 0,12 unidades logarítmicas.

Tabela 5: Valores de iluminância medidos

Posição	0	1	2	3	4	5	6	7	8
Medida (lux)	22,9	23,2	23,7	22,3	20,1	18	18	19,3	19,1

Fonte: O autor (2013)

Esta análise permitiu verificar que as medidas de intensidade com um estímulo de 10° realizadas nos extremos desse campo, não apresentaram atenuações maiores que 1 dB, em relação à medida central. Essa variação foi considerada mínima, quando comparada com a variação de sensibilidade do olho (60 dB).

#### 4.2.2 Magnificação do estímulo

Como visto anteriormente, o equipamento foi desenvolvido para estimular áreas específicas da retina. Isso é realizado, variando-se o tamanho e a posição de um estímulo com o auxílio do diafragma instalado na câmera Zeiss®. No Capítulo 1, foi demonstrado pela Lei de Ricco que o tamanho mínimo desse estímulo é de 1,5°, mas é possível utilizar tamanhos maiores de estímulos.

O tamanho do estímulo, na câmera Zeiss®, pode ser variado com a abertura de um diafragma. Alguns dos diferentes diâmetros obtidos com esse diafragma e as respectivas aberturas geradas são apresentados na Tabela 10.

A primeira coluna da tabela indica o experimento de medida realizado. A segunda coluna apresenta a medida do tamanho (em milímetros) do diafragma óptico. A terceira coluna corresponde ao diâmetro das projeções (o estímulo) formadas por essas aberturas em um anteparo posicionado a 1000 mm do plano focal da câmera Zeiss®. A quarta coluna indica os respectivos campos de abertura obtidos nos diferentes experimentos.

Para o cálculo dos campos, foi utilizada a equação a seguir e suas medidas foram obtidas com um paquímetro.

$$\omega = 2 \cdot \text{arcTan}\left(\frac{r_2 - r_1}{d_{12}}\right)$$

Equação 32

Onde:

$\omega$  é o ângulo sólido formado

$r_2$  é o raio da imagem, vista pela câmera CCD

$r_1$  é o raio do anel de luz formado na córnea

$q$  é a origem do ângulo

$d_1$  é a distância da superfície da córnea até um ponto de referência

$d_2$  é a distância do objeto até um ponto de referência

$d_{12}$  é a distância entre  $d_1$  e  $d_2$

Tabela 6: Relação da abertura formada e o diâmetro do diafragma

Experimento	Diâmetro do diafragma (mm)	Diâmetro da projeção (mm)	Abertura (graus)	
			Medido	Calculado
1	2	30	1,5	1,4
2	5	70	4	3,8
3	12	175	10	10,1
4	17	245	14	14,3
5	23	350	20	20,5

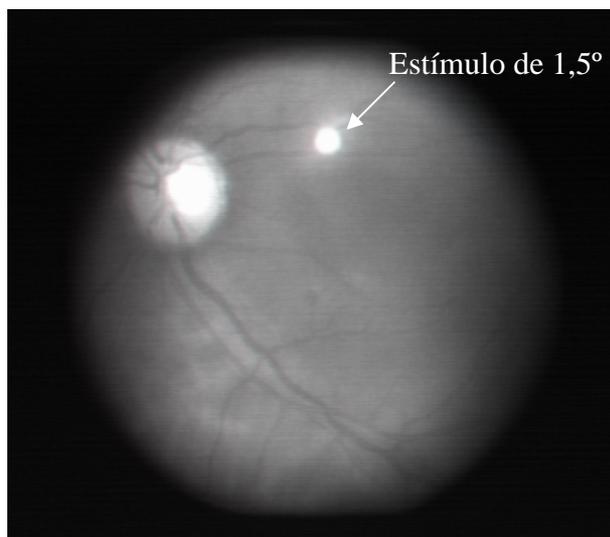
Fonte: O autor (2013)

Como mostrado na Tabela 10, o campo de abertura mínimo calculado foi de  $1,2^\circ$  e pode variar continuamente até  $20^\circ$ . Como o projeto necessita de estímulos com  $1,5^\circ$  (portanto maiores que  $1,2^\circ$ ), o diafragma então atende as especificações de projeto.

Observa-se que o campo de abertura máximo para o estímulo ( $20^\circ$ ) é menor que o campo formado na câmera de Zeiss<sup>®</sup> que é de  $30^\circ$ . Isso ocorre porque a fibra óptica limita a abertura do campo do estímulo, porém isso não problema uma vez que é utilizado campo de estímulo não maior de  $10^\circ$ .

Na Figura 54 é apresentada a imagem do estímulo utilizado para os testes de adaptação ao escuro. Esse estímulo tem  $1,5^\circ$  de abertura de campo e foi obtido pela abertura de 2 mm no diafragma óptico.

Figura 54: Estímulo de 1,5° utilizado nos exames de adaptação ao escuro.



Fonte: Azevedo (1996).

Nessa etapa de verificação e teste, as medidas foram realizadas experimentalmente, em um alvo fixado a uma distância de 1000 mm do plano focal da Zeiss®. O intuito é verificar o formato ao longo do campo visual. Como os estímulos gerados por esse equipamento são circulares, eventuais assimetrias na forma são facilmente visualizadas. As imagens analisadas não apresentaram distorções significativas em sua forma.

Foi aplicado um estímulo circular de 10° de abertura (medida anatômica) e 0 dB de intensidade (estímulo de *bleaching*). Também foram variadas as posições nas direções horizontal e vertical do campo.

O resultado apresentado na Figura 56 indica que o ganho do estímulo apresenta pequenas variações quanto à forma. Isso provavelmente é causado por aberrações ópticas nas bordas das lentes ou reflexões nas bordas da câmera.

#### 4.3 GANHO DO EQUIPAMENTO

Existem perdas luminosas e elas ocorrem ao longo do caminho óptico de um estímulo e precisaram ser compensadas pela fonte de estímulos. Essas perdas ocorreram essencialmente em dois locais: na fibra óptica e na câmera de *fundus*.

A câmera de *fundus* Zeiss® e a fibra óptica foram considerados como dois sistemas isolados que atenuam o sinal como um único sistema, “caixa preta”, para fins de medida. A maneira como o sinal atenua nesses sistemas foi descrito com duas funções de atenuação:  $F(s)$ , para a fibra, e  $C(s)$ , para a câmera Zeiss®.

Para encontrar as atenuações envolvidas, foram realizadas medidas tomando-se como base o sinal de entrada e o sinal de saída nesses dois sistemas. A razão entre sinal de saída e o sinal de entrada revelou a perda existente nos dois sistemas.

Esses sinais foram medidos com um luxímetro, e foram aplicados (totalmente) dentro da área do sensor. Para o estímulo foi utilizado luz branca.

A fibra óptica utilizada atenuou o sinal luminoso da Fonte de Estímulos em 0,5 unidades logarítmicas.

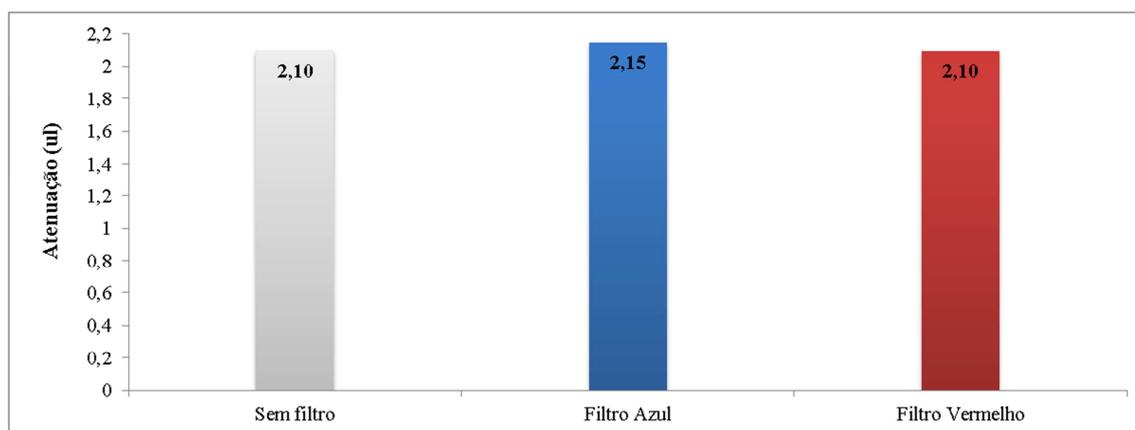
A câmera Zeiss<sup>®</sup>, por sua vez, atenuou o sinal luminoso em 1,6 unidades logarítmicas pela câmera.

A atenuação total da “caixa preta” formada pela câmera Zeiss<sup>®</sup> e pela fibra óptica foi de 2,1 unidades logarítmicas. Isso significa que os estímulos gerados na Fonte de Estímulos são cerca de 125 vezes maiores do que os entregues na saída da câmera Zeiss<sup>®</sup>.

Para ratificar os valores obtidos anteriormente e verificar não linearidades, outras quatro medidas foram realizadas, considerando-se sinais com banda de passagem estreita. Os sinais foram gerados por filtros de interferência de cor azul esverdeado ( $\lambda = 500\text{nm}$ ) e vermelho ( $\lambda = 650\text{nm}$ ).

Essa medida foi realizada da mesma forma que a anterior. O gráfico da Figura 55 apresenta a atenuação, em unidade logarítmica, medida para cada um desses sinais.

Figura 55: Atenuação do sistema para sinais monocromáticos



Fonte O autor (2013)

Comparando o sinal (estímulo luminoso) de saída com o sinal de entrada do sistema formado pela câmera Zeiss<sup>®</sup> e fibra óptica, foi possível calcular o valor da atenuação. O valor de atenuação calculado foi de aproximadamente 2,1 ul, ou seja, 125 vezes. A grande vantagem deste valor baixo de atenuação, além a excelente qualidade óptica da Zeiss<sup>®</sup>,

possibilita utilizar, na fonte geradora de estímulos, lâmpada menos potentes, portanto, exigindo menos do sistema de refrigeração.

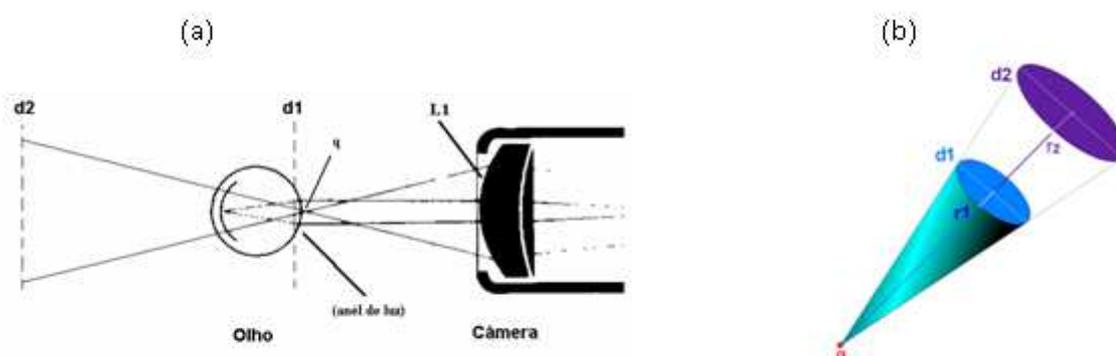
#### 4.4 CAMPO DE VISÃO DA CÂMERA CCD

A câmera de *fundus* Zeiss<sup>®</sup> utilizada nesse trabalho possui um campo de visão de 20°. Contudo, um flange de adaptação foi adicionado a essa câmera para acoplar uma câmera de vídeo Sony. Essa câmera foi utilizada para visualizar/adquirir as imagens de *fundus* do paciente e possibilitar a correção de posicionamento do estímulo em uma região específica da retina.

A abertura angular da câmera de vídeo foi determinado utilizando o tamanho da imagem formada no CCD da câmera de vídeo como referência de medida. Essa imagem é visualizada em um monitor de vídeo onde suas bordas revelam os limites do campo de abertura na câmera de vídeo.

O tamanho real (sobre o CCD) da imagem foi determinado por meio de um objeto com dimensões conhecidas. Sabendo-se a distância onde esse objeto foi posicionado, determinou-se a abertura angular da câmera de vídeo. A Figura 56 ilustra como essa medida foi realizada.

Figura 56: Diagrama óptico: (a) na saída da câmera, (b) usado no cálculo.



Fonte: Helegda (2002)

A superfície da primeira lente (L1 na Figura 56) na objetiva da câmera Zeiss<sup>®</sup> foi usada como ponto de referência para a medida das distâncias d1 e d2.

Um objeto de 340 mm de diâmetro (aproximadamente) foi colocado a 1000 mm da lente objetiva (L1). A projeção do anel de luz ficou posicionada a 50 mm da lente e possui 6 mm de diâmetro.

Conforme a equação a seguir, obtém-se que:

$$\omega = 2 * \arctan\left(\frac{170-3}{1000-50}\right) \quad \text{Equação 33}$$

Dessa forma, foi calculado a abertura angular da câmera Zeiss<sup>®</sup> e verificou-se que o ângulo  $\omega = 19,9^\circ$ .

#### 4.4.1 Distorção espacial

Verificar a distorção espacial visa em determinar se existe alguma distorção no sistema de visualização do IDA. Esta verificação consistiu em analisar a linearidade entre a câmera Sony, acoplada na câmera Zeiss<sup>®</sup>, e o monitor de vídeo. O processo utilizado neste experimento foi o de posicionar uma régua em diversos pontos do campo e medir no monitor, através de um retículo frontal, verificando se houve variações na grandeza observada.

Para as medidas foi utilizado o gabarito desenvolvido, ver item 5.1.6, onde 1° no gabarito equivale a uma distância de 17,5 mm (posicionado 1m do plano focal da câmera Zeiss<sup>®</sup>), e equivale no centro do monitor a uma distância de 13,0 mm.

O resultado desta verificação permitiu utilizar, com segurança, o gabarito de testes para graduar a tela do monitor de vídeo. Esta graduação é importante no momento do teste, pois permite ao examinador posicionar o estímulo, dentro do campo visual do IDA.

Sobre a tela do monitor, foi fixado um adesivo transparente e com uma caneta especial para películas transparentes, foi copiada a graduação do gabarito.

#### 4.5 ATENUAÇÃO DO CAMPO DE *BLEACHING* NO OLHO HUMANO

Conforme visto no item 1.5, a atenuação da luz no olho humano é atribuída a interações ópticas em várias estruturas do olho e as reflexões que ocorrem no cristalino.

Para verificação da atenuação do campo de *bleaching* no olho humano, o comportamento de cristalino é de vital importância, pois por ele passarão todos os campos luminosos utilizados neste projeto.

A Tabela 19 do Apêndice F mostra as perdas por reflexão no cristalino de acordo com os diferentes comprimentos de onda. As transmitâncias a serem consideradas são:

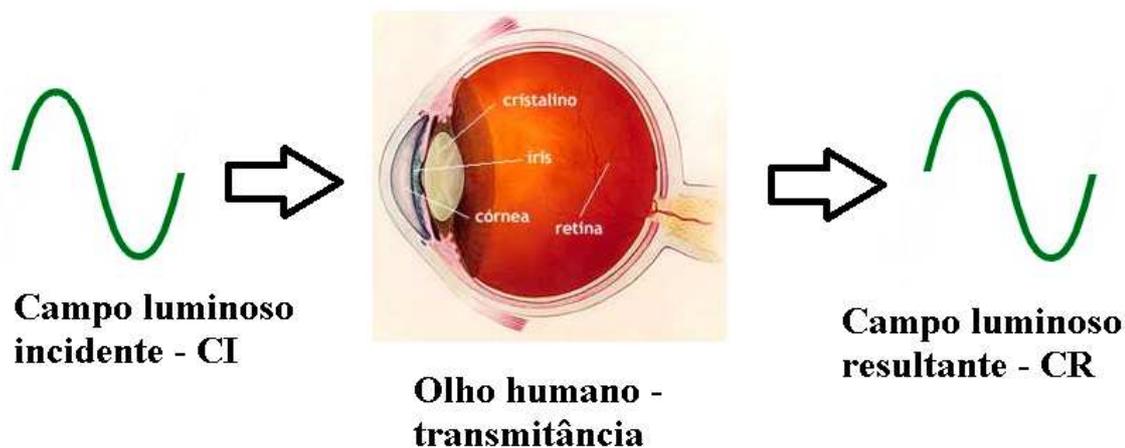
Tabela 7: Transmitância no cristalino em relação ao comprimento de onda

Comprimento de onda (nm)	Transmitância						
400	0,0631	500	0,7499	600	0,9462	700	1
410	0,1514	510	0,7762	610	0,9594	710	1
420	0,2818	520	0,7943	620	0,9727	720	1
430	0,4266	530	0,8128	630	0,9817	730	1
440	0,537	540	0,8318	640	0,9908	740	1
450	0,5957	550	0,8511	650	0,9954	750	1
460	0,6383	560	0,871	660	1	760	1
470	0,6683	570	0,8913	670	1	770	1
480	0,6998	580	0,912	680	1	780	1
490	0,7244	590	0,9311	690	1	-	-

Fonte: Wyszecski & Stiles (1982).

Com base nestes valores de transmitância, é possível determinar o valor da energia atenuada no olho humano. A equação 2, diz que a razão entre os somatórios das energias do campo luminoso resultante (CR) e o campo luminoso incidente (CI) será a atenuação para este campo luminoso (Figura 57).

Figura 57: Determinação da atenuação do cristalino



Fonte: O autor (2013)

Equação para determinar a atenuação do cristalino:

$$\log(\text{razão}) = \frac{\Sigma\text{CR}(\lambda)}{\Sigma\text{CI}(\lambda)} \quad (\text{ul}) \quad \text{Equação 34}$$

Para as demais estruturas do olho, tomando os valores de transmitâncias descritos na Tabela 8, os seguintes valores para as atenuações em dB:

Tabela 8: Atenuações nas demais estruturas do olho humano

<b>Estrutura</b>	<b>Perdas (transmitância)</b>	<b>Perdas em dB</b>
Córnea	0,6048	2,1
Humor Vítreo	0,8	0,9
Retina	0,7	1,5

Fonte: Wyszecki & Stiles (1982).

Para aplicação do campo de *bleaching*, foi considerada a influência do filtro amarelo. Para o cálculo da atenuação do cristalino para este filtro, foi levado em consideração à curva de eficácia luminosa escotópica (Figura 16), que representa a resposta dos bastonetes ao campo luminoso de *bleaching*, foi realizado o levantamento espectral do filtro amarelo e os valores de transmitância do cristalino conforme a Tabela 11.

Os valores estão descritos no Apêndice D na Tabela 19:

Cálculo da atenuação do cristalino utilizando um campo de *bleaching* luminoso conhecido, ou seja, um filtro amarelo:

$$\log(\text{razão}) = \frac{\Sigma\text{CR}(\lambda)}{\Sigma\text{CI}(\lambda)} = \frac{1071,88}{1399,85} = \log(0,76) = -0,12\text{ul}$$

Logo, à atenuação total do olho humano:

$$0,12\text{ul (cristalino)} + 0,21\text{ul (córnea)} + 0,09\text{ul (humor vítreo)} + 0,15\text{ul (retina)} = 0,57\text{ul.}$$

Na ciência da visão, 1 dB equivale a 1/10 de unidades logarítmica (Azevedo, 1996), o que significa que a atenuação total do olho humano para este campo de *bleaching* é de 5,7dB.

#### 4.6 CÁLCULO DA ILUMINÂNCIA RETINAL

Para aplicação do campo luminoso na retina, é necessário o valor deste campo de acordo com o percentual de depleção dos foto-pigmentos que se queira alcançar. Conforme comentado no item 2.7 a iluminância retinal representa a quantidade de potência luminosa que atinge uma determinada área na retina em uma determinada posição, ou seja, em um determinado ângulo.

Os valores de energia necessária para a luz de *bleaching* levando em consideração a depleção dos foto-pigmentos foram determinado por Kemp (Fautkner e Kemp, 1984; Kemp, 1988), e estão apresentados na Tabela 9:

Tabela 9: Valores de quantidade energia para diferentes percentuais de depleção dos foto-pigmentos

Depleção	Quantidade de Energia
99%	7,8 log scot td s
50%	6,9 log scot td s
15%	6,3 log scot td s

Fonte: Azevedo (1996)

Para a calibração do IDA, foi calculada a energia necessária para cada *bleaching* aplicado. O campo de *bleaching* é aplicado utilizando a técnica de Maxwellian View (Item 1.8), que permite considerar que a área da fonte é menor que a área da pupila ( $A_s \leq A_p$ ), determinando que seja aplicado o método indireto para o cálculo da iluminância retinal.

Para o cálculo indireto da iluminância retinal utiliza-se a equação que segue:

$$I_r = \frac{10^6 * \pi * Ld * d}{\beta} \quad \text{Equação 35}$$

Os valores de iluminância retinal  $I_r$ , já foram indicados na Tabela 14. Portanto, basta calcular a iluminância resultante  $Ld$  da iluminação da fonte de *bleaching* sobre a retina do sujeito.

$$Ld = \frac{I_r * \beta}{10^6 * \pi * d} \quad \text{Equação 36}$$

Onde  $d$  é a distância, em metros, da fonte até o plano que contém o “branco padrão” e  $\beta$  é a reflectância da superfície do “branco padrão”.

O valor de iluminância  $Ld$  calculada no “branco padrão” corresponde a iluminância que deve ser percebida pela retina ao ser atingida pelo campo de *bleaching*.

#### 4.6.1 Medida da Reflectância do papel de barita (“branco padrão”)

Para realizar a medida de reflectância de uma amostra do papel *Baryta Photographique*, foi retirado um quadrado, como amostra, de 100 mm de lado e colocado no compartimento de amostras do espectrofotômetro.

Foram realizadas 05 medidas em diferentes locais para verificar se há variação de reflectância significativa na amostra.

Foi medida uma reflectância de 92,4%.

#### 4.6.2 Cálculo da Energia da Iluminação do Campo de *bleaching*

Conforme indicado na Tabela 14, a unidade troland fotópico é a unidade padrão para uso nos cálculos. Portanto, o método descrito por Wyszecki (1982), foi utilizado onde a temperatura de 3200K (lâmpada incandescente) da cor da fonte de estímulos do IDA foi considerada. A relação do troland escotópico para o troland fotópico é de aproximadamente 1,564.

Com base nesta relação, os novos de iluminância retinal foram calculados conforme a equação abaixo:

$$\log\left(\frac{10^x}{1,564}\right) \quad \text{Equação 37}$$

Onde x são os valores indicados na Tabela 15.

A Tabela 10 apresenta os novos valores de quantidade de energia.

Tabela 10: Quantidade de energia em relação à depleção dos foto-pigmentos.

<b>Depleção</b>	<b>Quantidade de Energia</b>
99%	7,6 log phot td s
50%	6,7 log phot td s
15%	6,1 log phot td s

Fonte: Azevedo (1996)

O tempo de aplicação do campo de *bleaching* foi considerado o mesmo utilizado por Azevedo (1996), ou seja, 60 segundos para *bleaching* de 99% e 30 segundos para os *bleaching* de 50% e 15%. Portanto a iluminância retinal necessária resulta em:

$$\log\left(\frac{10^x}{y}\right)$$

Equação 38

Onde x são os valores indicados na tabela 15, e y os valores dos tempos correspondentes a cada *bleaching*, ou seja, 60 segundos e 30 segundos.

A tabela 11 indica os valores calculados.

Tabela 11: Luminância Retinal considerando o tempo de aplicação do estímulo

<b>Depleção</b>	<b>Iluminância Retinal</b>
99%	5,8 log phot td
50%	5,2 log phot td
15%	4,6 log phot td

Fonte: Azevedo (1996)

Determinados os valores de iluminância retinal para aplicação dos estímulos de *bleaching* de 99%, 50% e 15% e determinado o fator de reflectância do “branco padrão” é possível avaliar a energia que deverá ser produzida pelo IDA para geração do estímulo.

O valor da iluminância retinal obtido é relativo à energia que deve incidir sobre a retina. Deve-se, portanto considerar as perdas envolvidas na estrutura do olho humano, conforme discutido no item 1.5. O valor calculado, item 4.5, foi de 0,57ul (unidade logarítmica) para a atenuação do olho humano. Com base neste valor de atenuação, o valor de energia que deve ser fornecida pelo IDA deve ser o valor de energia suficiente para causar a luminância na retina acrescido de 0,57 ul.

Para os valores do estímulo de *bleaching* foi calculado como luminância resultante para os respectivos valores de iluminância retinal conforme indicado na tabela 12.

Tabela 12: Valores da luminância Retinal

<b><i>bleaching</i></b>	<b>Iluminância Retinal</b>	<b>Luminância (cd/m<sup>2</sup>)</b>	<b>Luminância (dB)</b>
99%	630957,34	0,189886	-0,72
50%	158489,32	0,047697	-1,32
15%	39810,72	0,011981	-1,92

Fonte: Azevedo (1996)

Os valores da Tabela 12 foram calculados na seguinte forma:

$$10^{5,8} = 630957,34td \text{ (trolands)}$$

$$10^{5,2} = 158489,32td \text{ (trolands)}$$

$$10^{4,6} = 39810,72td \text{ (trolands)}$$

Os valores de luminância foram calculados conforme segue:

$$Ld(99\%) = \frac{630957,34 * 0,924}{10^6 * \pi * 1m} = 0,186cd/m^2 = \log(0,186) = -0,73ul$$

$$Ld(50\%) = \frac{158489,32 * 0,924}{10^6 * \pi * 1m} = 0,046cd/m^2 = \log(0,046) = -1,33ul$$

$$Ld(15\%) = \frac{39810,72 * 0,924}{10^6 * \pi * 1m} = 0,012cd/m^2 = \log(0,012) = -1,93ul$$

Considera-se o valor da atenuação do olho humano conforme a Tabela 13:

Tabela 13: Luminância retinal mais a atenuação do olho

<i>bleaching</i>	Luminância (ul)	Atenuação do olho humano (ul)	Luminância compensada (ul)	Luminância compensada (cd/m <sup>2</sup> )
99%	-0,73	0,57	-0,16	0,691
50%	-1,33	0,57	-0,761	0,173
15%	-1,93	0,57	-1,36	0,043

Fonte: O autor (2013)

Como o “branco padrão” utilizado nestas medidas possui fato de reflectância de 92,4%, os valores de luminância devem ser conforme o indicado na Tabela 14:

Tabela 14: Luminância retinal, valor final

<i>bleaching</i>	Luminância (cd/m <sup>2</sup> )	Fator de reflectância	Luminância compensada (cd/m <sup>2</sup> )
99%	0,691	0,924	0,638
50%	0,173	0,924	0,160
15%	0,043	0,924	0,039

Fonte: O autor (2013)

#### 4.6.3 Medida dos valores de Luminância

Para realizar a medida do valor de luminância fornecida pelo IDA um procedimento deve ser seguido.

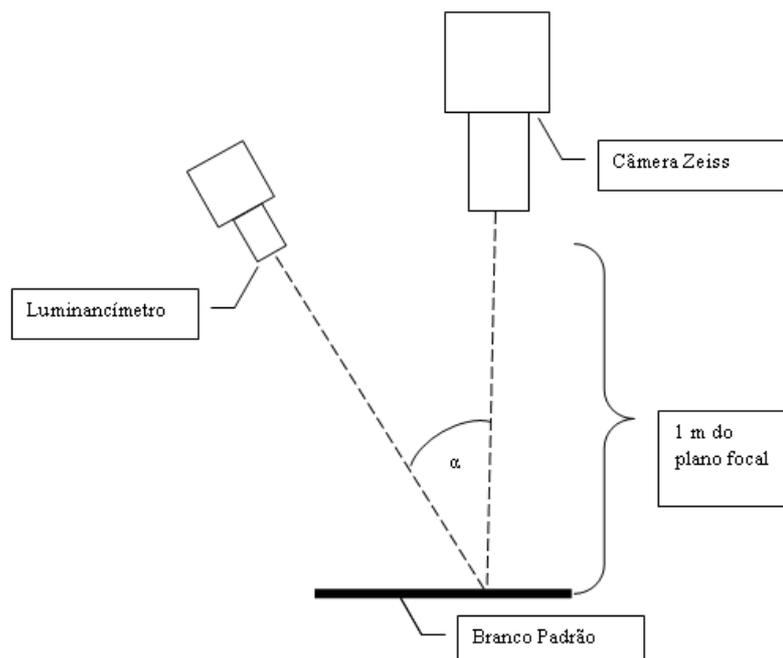
1. Posicionar, perpendicularmente, o equipamento a uma distância de 1 m do alvo fixo.
2. O alvo deve ser constituído pelo “branco padrão”. Neste caso, foi utilizado o papel *baryta photographique* (Capítulo 3) e de reflectância conhecida, item 4.6.1.
3. Utilizar um instrumento padrão chamado luminancímetro (Capítulo 3) para realizar a medida.
4. Posicionar o instrumento aproximadamente no ângulo  $\alpha$  de  $30^\circ$  (INPE, 2010) na direção do cone de iluminação do IDA. O valor lido pelo instrumento será proporcional ao cosseno do ângulo  $\alpha$  (INPE, 2010), conforme a equação abaixo:

$$Vl = Vr * \cos(\alpha) \qquad \text{Equação 39}$$

Onde  $Vr$  é o valor real no “branco padrão” que corresponde ao valor de luminância na superfície e  $Vl$  é o valor lido no luminancímetro.

A Figura 58, mostra como devem ser posicionados o “branco padrão”, o luminancímetro e o IDA.

Figura 58: posicionamento da Zeiss®, do luminancímetro em relação ao branco padrão.



Fonte: O autor (2013)

O ângulo  $\alpha$  medido foi de  $30^\circ$ , logo:

$$\cos(30^\circ) = 0,866$$

Com base nesse dado, o valor de luminância a ser medido, para os três níveis de *bleaching* é demonstrado na Tabela 15.

Tabela 15: Valores medidos de luminância retinal.

<i>bleaching</i>	Valor a ser medido de luminância
99%	0,552
50%	0,139
15%	0,034

Fonte: O autor (2013).

Determinados os valores de luminância para os estímulos de *bleaching*, a fonte pode ser calibrada. O processo de calibração da fonte consiste em ajustar os filtros de densidade neutra até que o luminancímetro registre os valores indicados na Tabela 15, para cada nível de estímulo de *bleaching*.

#### 4.7 RISCOS

A utilização do IDA não causa qualquer dano ao sujeito pois é uma técnica não invasiva. Essa técnica consiste em expor a área estudada da retina a uma quantidade controlada de luz por um período não superior a 1 minuto.

O exame detalhado de retina utilizando um oftalmoscópio comum pode variar entre 5 à 10 minutos, (Dr. MSc. Otávio A. L. de Sá - Oftalmologista).

Devido ao tempo de exposição à luz do IDA ser inferior quando comparado a um exame de retina com oftalmoscópio comum, a energia luminosa (quantidade de luz) em que uma determinada região da retina que ficará exposta é significativamente menor.

Para comparação, foi calculada a energia luminosa de cada instrumento conforme segue:

Calculo da energia luminosa:

$$\text{Energia luminosa} = \text{Fluxo luminoso(lux)} * \text{tempo(s)} [\text{lux. s}]$$

Equação 40

##### Oftalmoscópio:

- Fabricante Riestler.
- Modelo RI-Mini 2,5 V.

Fluxo luminoso medido: 142 lux

Energia luminosa = 142 lux × 600 s

Energia luminosa = 85.200 lux. s

##### IDA:

Fluxo luminoso medido: 158,3 lux

Energia luminosa 158,3 lux × 60 s

Energia luminosa = 9.498 lux. s

Em comparação dos valores calculados A energia luminosa emitida pelo IDA é apenas 11,4% da energia luminosa emitida por um oftalmoscópio comum utilizado para exames de retina em clínicas e hospitais.

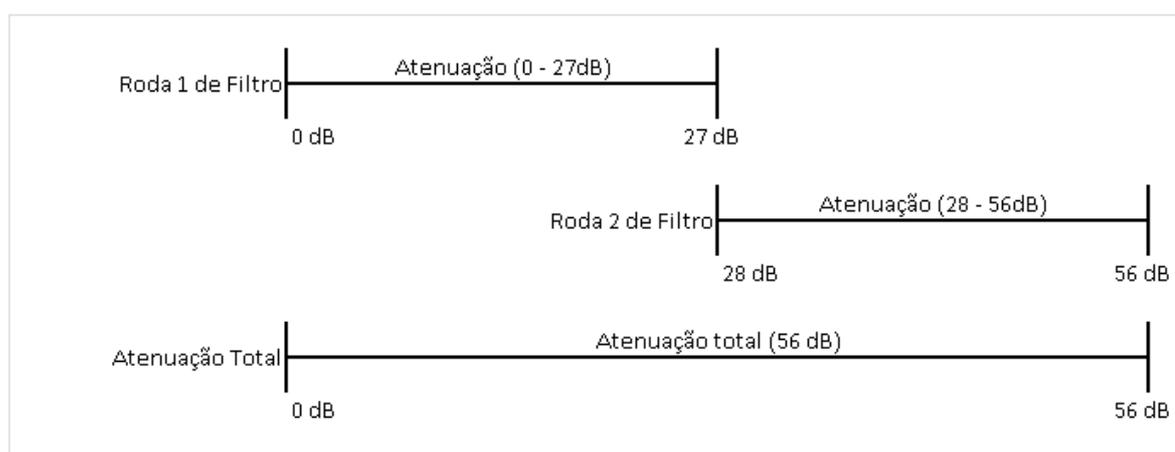
#### 4.8 CALIBRAÇÃO DA FONTE DE ESTÍMULOS

Conforme o item 4.6.3, a intensidade máxima necessária para o exame de adaptação ao escuro é de 0,56cd/m<sup>2</sup> equivalente a uma iluminância de 158,6 lux (14,8 fc) equivalente a

atenuação de 0dB (início da escala de medida) para um estímulo com ângulo de abertura de 10° (Capítulo 1). A intensidade do limiar mínimo de visão foi convencionalizada como -55dB, ou seja, a intensidade máxima foi calculada 55dB acima do valor mínimo. Esses valores são largamente utilizados em exames de adaptometria de escuro e são considerados seguros por vários cientistas que atuam na área (Jacobson, 1991; Pugh, 1993; Fishman, 1994; Azevedo, 1996; Cideciyan, 1997; Lamb, 1999).

As rodas de filtros (Roda-1 e Roda-2) da fonte de estímulos foram posicionadas de modo a gerar estímulos entre 0 e 56 dB, Figura 59. A posição relativa de cada motor, em número de passos, foi representada na Tabela 13 (intensidade x passos).

Figura 59: Representação do posicionamento das rodas de filtros



Fonte: O autor (2013)

O Apêndice G, a Tabela 20 apresenta as coordenadas, ou seja, o posicionamento dos motores de passo responsáveis pelo acionamento de cada roda de filtro e suas correspondentes atenuações e comprimento de onda correspondendo às cores utilizadas no projeto. A Tabela 20 informa os valores medidos e os valores calculados de iluminância correspondente a cada atenuação na escala de 1 em 1dB, conforme já mencionado.

#### 4.8.1 Controle dos motores

O movimento das rodas de filtros é realizado com um programa em linguagem *assembly*, especialmente escrito para controlar motores de passos (Helegda, 2002).

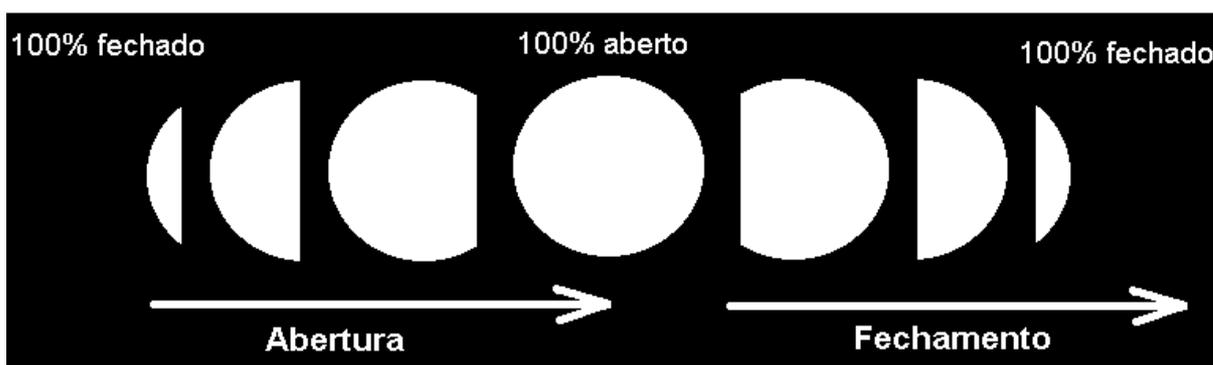
O principal problema de acionamento dos motores de passo deve-se à inércia mecânica. Quando uma sequência de passos é enviada em um período curto de tempo, o motor pode não responder ao acionamento. O mesmo acontece quando ocorre uma parada repentina no motor, onde a inércia das rodas de filtro irá provocar um escorregamento perdendo então a posição de referência.

Testes repetitivos de posicionamento foram realizados para verificar eventuais erros no acionamento. Durante os testes, cada roda de filtros foi acionada aproximadamente 1000 vezes. Ao final foi verificado se cada roda foi retornada passo a passo a sua posição de início. Os passos foram contados e comparados com os valores esperados, de acordo com a Tabela 20 de posicionamento Apêndice G. Não se obteve diferenças significativas ao comparar o número de passos dados com o valor na tabela. Os erros encontrados foram sempre menores ou iguais a um passo.

#### 4.8.2 Controle do estímulo

A medida do tempo de abertura e fechamento do shutter foi realizada com o próprio estímulo luminoso e com sensores de luz suficientemente rápidos (na ordem de milissegundos). Toda área do estímulo foi considerada.

Figura 60: Acionamento do shutter



Fonte: Adaptado Helegda (2002).

Como pode se observar na Figura 60, o estímulo não é entregue instantaneamente durante o acionamento do shutter. Este foi considerado aberto quando pelo menos 90% do valor nominal de um estímulo foi aplicado. Do mesmo modo, o shutter foi considerado fechado quando apenas 10% do estímulo estiver presente à saída.

Através de uma célula solar colocada diretamente na saída da fibra óptica, foi possível obter as medidas. Os valores de tensão gerados foram medidos com auxílio de um osciloscópio.

O tempo de duração do estímulo foi de 200 milissegundos (aproximadamente), conforme as especificações do projeto. Os tempos de abertura e fechamento do shutter foram de aproximadamente de 6 milissegundos.

#### 4.9 Controle na refrigeração

Para a realização das medidas de temperatura interna da fonte de estímulo, foi utilizado termopares. Os termopares foram colocados no local onde estão posicionadas as rodas de filtros. O equipamento permaneceu ligado por aproximadamente 3 horas, tempo de duração da calibração item 4.8, onde foi possível observar que a temperatura interna permaneceu estável e não foram superiores a 36°C.

## 5 CONCLUSÃO

O instrumento desenvolvido é capaz de examinar regiões localizadas da retina. Através do ponto de fixação, o olho do paciente é mantido parado neste ponto para realização do exame. Podendo ainda compensar, caso necessário, movimento dos olhos através do posicionamento do estímulo no fundo do olho.

Os estímulos localizados podem revelar o estado de saúde do olho em locais específicos da retina. Pode-se com isso examinar pacientes com lesões causadas por doenças de retina, como retinose pigmentar, e ainda examinar pacientes com retinopatias que afetem a visão central causando perda da habilidade de fixação, como a degeneração macular. Pode-se obter a curva de adaptação ao escuro somente para os locais de interesse. Esse tipo de exame revela entre outras coisas, como a doença está se manifestando, quais regiões serão afetadas e principalmente, quais áreas da retina ainda permanecem saudáveis.

O IDA possui ponto luminoso de fixação, Item 2.2, onde o sujeito com degeneração macular é orientado a olhar para expor determinada região da retina durante o exame. Para situações extremas de degeneração macular, o sujeito é orientado a fixar o outro olho em um ponto de fixação contralateral e assim expor a região de interesse da retina.

Além do ponto de fixação, a fibra óptica é fixada em um mecanismo, Item 3.5, que possibilita a correção do estímulo na retina, caso o sujeito realize algum movimento do olho.

O IDA possibilita visualização de *fundus* utilizando a câmera de vídeo instalada, Item 3.3. Esses três sistemas: pontos de fixação, reposicionamento do estímulo na retina e visualização de fundos, é um grande diferencial que o IDA possui com relação aos adaptômetros de escuros disponíveis no mercado.

Para total adequação ao uso clínico, é necessário realizar uma limpeza no sistema óptico do equipamento, um novo sistema de posicionamento da fibra óptica deve ser projetado com intuito de facilitar e garantir maior precisão no ângulo de abertura do diafragma por parte do investigador.

### 5.1 TRABALHOS FUTUROS

Durante as calibrações e utilização do IDA, foi possível prever diversas modificações e melhorias.

A câmera de Zeiss® e a fonte de estímulos possuem peso e tamanho que impossibilitam seu transporte de maneira fácil. Um estudo de projeto resultando em uma integração total desses dois sistemas com significativamente menor peso e tamanho seria de grande importância para a sua portabilidade.

Pode incluir, ainda, processamento de imagens em tempo real para compensar o movimento dos olhos durante o exame.

Projeto de automatizar o sincronismo da aplicação do estímulo de *bleaching*, com o diafragma do estímulo luminoso.

Trabalhos em conjunto com a Faculdade de Ciências Aeronáuticas da PUCRS, poderiam testar pilotos quanto à adaptação ao escuro. Trabalhos com as forças armadas também com intuito de testar a adaptação ao escuro dos soldados.

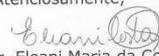
Realizar o levantamento e análise das curvas de adaptação ao escuro de pacientes após o IDA ser aprovado pelo Comitê de Ética da PUCRS (CEP), atualmente submetido, e pelo Comitê Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP).

## 6 REFERÊNCIAS

- AZEVEDO, Dario F. G. Automated Imaging Dark Adaptometry in Human Retina. Florida: Coral Gables, 1996.
- AZEVEDO, Dario F. G., Helegda, Sergio, Glock, Flávio e Russomano Thaís. Automatic Dark Adaptation Threshold Detection Algorithm. Proceedings of the IEEE, 2005.
- MORAES, Elisete C., NOGUEIRA, Jorge L. M., ESPOSITO, Ênio S. C., BASTOS, Eduardo J. B. e FREIRE, Morgana, L, F,. Comparação entre placas de referência de sulfato de bário (pintada e prensada). Anais VIII Simpósio Brasileiro de Sensoriamento Remoto, Salvador, Brasil (INPE), 1996.
- HELEGDA, Sérgio, Projeto e construção de uma fonte de estímulos controlada para exames de retina Porto Alegre – PUCRS, 2002.
- GUYTON, Arthur C. e Hall, Jhon E. Textbook of medical Physiology. 7ª Ed. Elsevier Saunders, 2006.
- LAMB, Trevor D. Photopigments and the biophysics of transduction in cone photoreceptors. In Color Vision: from Genes to Perception. (ed. Gegenfurtner, K.R. & Sharpe, L.T.), pp. 89-101. Cambridge University Press, New York, 1999.
- LAMB, Trevor D. e Pugh, Edward N. Jr. Phototransduction in vertebrate rods and cones: molecular mechanisms of amplification, recovery and light adaptation. In Handbook of Biological Physics, Vol. 3, Molecular Mechanisms of Visual Transduction (ed. Stavenga, D.G., de Grip, W.J. & Pugh, E.N. Jr), Chapter 5, pp. 183-255. Elsevier, Amsterdam, 2000.
- LAMB, Trevor D. e Pugh, Edward N. Jr. Dark adaptation and the retinoid cycle of vision (Progress in Retinal and Eye Research 307–380), 2004.
- LAMB, Trevor D. e Pugh, Edward N. Jr. Phototransduction, dark adaptaion and rhodopsin regeneration (Investigative Ophthalmology & Visual Science, December 2006, Vol. 47, No. 12), 2006.
- LAMB, Trevor D. e Pugh, Edward N. Jr. Amplification and kinetics of the activation steps in phototransduction. Biochimica et Biophysica Acta 1141, 111-149, 1993.
- MELLO, AIRES M. Fisiologia. Edição: 2ª Ed. Guanabara Koogan, 2000.
- Petrou, Maria. A new architecture and an alternative interpretation of the structure of the human retina. Imperial College London. Proceedings of the IEEE, 2008.
- VASSILIKI, Terezinha G. B., GARCIA, Cesar E., SILVA, Fabrício B., CORREA, Kleber T. S. C. Proposta metodológica para o estudo da reflectância e da transmitância de uma superfície lambertiana no âmbito do sensoriamento remoto. Lat. Am. J. Phys. Educ. Vol. 5, No. 2, 2011.

WYSZECKI, Gunter., & Stiles, Walter. S. Color Science: Concepts and Methods, Quantitative Data and Formulae. (2nd. Ed.) New York: Wiley & Sons, 1982.

**ANEXO 1**

 	<p>Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul FACULDADE DE ENGENHARIA</p> <p>Porto Alegre, 25 de Junho de 2013.</p> <p>Assunto: <b>Aprovação de projeto pela Comissão Científica da FENG</b></p> <p>Prezado Professor:</p> <p>Informamos que foi aprovado pela Comissão Científica da FENG, para o encaminhamento ao Comitê Científico e de Ética desta universidade, o projeto "<b>Adaptometria de Escuro para Estudos de Retina</b>", que será desenvolvido pelo aluno do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Márcio Stefenon, sob sua orientação.</p> <p>Atenciosamente,</p> <p> Profa. Dr. Eleani Maria da Costa Coordenadora da Comissão Científica da FENG</p> <p><b>Senhor Prof. Dr. Dario Azevedo. Faculdade de Engenharia Nesta Universidade</b></p> <p><b>PUCRS</b> Campus Central Av. Ipiranga, 6681 - P. 30 - sala 103 - CEP: 90619-900 Fone: (51) 3353-4059</p>
---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

## APÊNDICE A

### PREPARAÇÃO DO SUJEITO

O sujeito deverá ser examinado por um médico oftalmologista que o questionará a respeito de histórico familiar com doenças oftalmológicas e realizará um exame em busca de indícios de glaucoma ou de outra doença impeditiva. Caso o médico constate esse impedimento, o sujeito deverá ser dispensado do exame.

Para o exame de adaptação ao escuro, se necessário for, o médico oftalmologista poderá aplicar o colírio dilatador de pupila à base de tropicamida 1%, comercialmente conhecido como Mydriacyl.

O voluntário receberá todas as informações referentes ao teste que será aplicado. Suas dúvidas serão esclarecidas e após ler o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), Apêndice B e, somente após, assinará o formulário.

Finalizada a etapa seletiva e esclarecida todas as dúvidas do voluntário, o procedimento de exame da seguinte forma:

1. O sujeito é devidamente adaptado ao escuro permanecendo em local escuro, com os olhos vendados, pelo período de 1 hora. A preparação do sujeito deve ser feita na véspera do exame, orientado para evitar a exposição à luz intensa no trajeto para o local de exame.
2. O sujeito é conduzido ao local (ambiente escuro), do exame e posicionado no equipamento. Seus dados pessoais são introduzidos em um software de controle, juntamente com todas as informações pertinentes ao exame: nome, idade, sexo, olho (direito ou esquerdo), data do exame são digitados no software.
3. Se necessário, a pupila do sujeito é dilatada pelo médico oftalmologista. Para a dilatação é utilizado um colírio padrão utilizado em exames oftalmológicos.
4. As vendas são retiradas do sujeito. O exame inicia com a medida do limiar mínimo de visão adaptado ao escuro, aplicando-se estímulos de baixa intensidade (cerca de -55dB). Seguindo a isso, é iniciado o procedimento de *bleaching* que causa a depleção dos fotorreceptores e consequentemente redução de sensibilidade à luz. A área do exame é localizada na retina com auxílio de um monitor de vídeo calibrado.
5. Após a aplicação da luz de *bleaching*, o equipamento mede a recuperação da sensibilidade da retina. Estímulos luminosos são aplicados, e o sujeito reporta se viu ou não. Como a sensibilidade muda muito rapidamente no início do teste (fase dos cones), os estímulos são aplicados a cada 10 segundos. Nas proximidades do ponto de

quebra dos cones/bastonetes esse intervalo passa para 20 segundos. A partir do ponto de quebra dos cones/bastonetes, esse intervalo aumenta para 2 minutos.

6. O exame chega ao seu final quando os limiares de visão estiverem próximos (1 a 2dB), do limiar mínimo, obtido no item 4.
7. Normalmente são utilizados 3 estímulos de *bleaching* em diferentes intensidades (depleção de 15%, 50% e 99% dos pigmentos).
8. O sujeito será instruído para observar, constantemente, o ponto gerado pela luz de fixação. A luz emitida por este ponto é de cor vermelha de baixa intensidade de forma a não interferir na regeneração dos pigmentos visuais dos bastonetes. Após aplicação da luz de *bleaching*, o teste de determinação do limiar mínimo de visão escotópica inicia a cada instante. Um ponto de teste é definido como sendo um conjunto de flashes consecutivos, necessários para determinar um limiar de visão em um determinado momento (intervalo de poucos segundos).
9. O sujeito sinalizará através de um botão de acionamento momentâneo, que está visualizando o estímulo, ou seja, o momento em que o sujeito pressionar o botão, é o momento da aquisição dos pontos de teste. Como a sensibilidade muda muito rapidamente no início do teste, os pontos de testes são adquiridos um após o outro sem intervalo significativo entre eles. À medida que o tempo avança os pontos de teste consecutivos já estarão espaçados de 1 a 2 minutos.

Quando em 2 pontos de teste o limiar de visão estiver entre 1 e 2dB do limiar absoluto inicial (adaptado ao escuro), temos o indicativo de que o teste pode ser encerrado. O tempo médio para os testes de sujeitos normais são de 55 minutos para um *bleaching* de 99%, de 30 a 40 minutos para um *bleaching* de 50% e 20 a 30 minutos para um *bleaching* de 15%. (Azevedo – 1996).

A presença de um médico (oftalmologista) é fundamental.

Obtenção das curvas de adaptação ao escuro:

Para a obtenção das curvas de adaptação ao escuro, realizam-se testes de adaptometria ao escuro para os *bleaching* de 15%, 50% e 99% e posteriormente realiza-se a comparação dos resultados obtidos com os existentes na bibliografia.

O sujeito com a pupila dilatada e adaptado ao escuro é conduzido até o ambiente de testes e poderá sentar-se de forma confortável. Caso o sujeito manifeste ou demonstre desconforto físico ou psicológico, os testes poderão ser interrompidos imediatamente.

As informações como nome, idade, sexo, olho (direito ou esquerdo) e data do exame são digitados no software.

A cadeira e o equipamento de adaptometria ao escuro podem ser ajustados ao biótipo (altura e distância entre queixo e olhos) do sujeito, proporcionando o maior conforto possível durante os testes.

O olho do sujeito é descoberto e uma última verificação na pupila é realizada.

O limiar de visão absoluto é verificado para estabelecer o momento de encerramento dos testes. Este valor é obtido pela aplicação do estímulo luminoso em sua intensidade mínima e é elevado gradualmente até ser percebido pelo sujeito. Neste ponto, está determinado o valor de limiar mínimo de visão.

O globo ocular do sujeito é posicionado no eixo óptico da câmera e sua retina será estimulada pela luz de *bleaching*, por um período que pode variar de 30 segundos a 1 minuto. O sujeito é instruído para observar constantemente o ponto vermelho gerado pela luz de fixação. Após a aplicação de luz de *bleaching*, o teste de determinação do limiar de visão a cada instante inicia. Um ponto de teste é definido como sendo o conjunto de flashes consecutivos, necessários para determinar um limiar de visão em um determinado momento. A determinação do valor de *threshold* é obtido pelo uso de um algoritmo de variação do estímulo de limiar que segue a estratégia de repetitivas subidas e descidas com variações cada vez menores. O algoritmo segue os seguintes passos (Azevedo 1996):

1. O último *threshold* obtido é selecionado como primeiro estímulo.
2. Se não há resposta ao estímulo, o próximo estímulo é aumentado em passos de 3dB até que ele seja percebido. Se a resposta ao estímulo for positiva o próximo estímulo é atenuado em 3dB.
3. Enquanto o estímulo é visível, o próximo estímulo é atenuado em 3dB até que não seja mais visto pelo sujeito.
4. O estímulo é então aumentado em degraus de 1dB até que ele seja visto novamente.
5. O valor da intensidade é registrado como o *threshold* neste momento.

O sujeito sinalizará, através do botão de acionamento momentâneo, que está visualizando o estímulo, ou seja, o momento em que o sujeito pressionar o botão, é o momento da aquisição os pontos de testes. Como a sensibilidade muda muito rapidamente no início do teste, os pontos de testes são adquiridos um após o outro, sem nenhum intervalo entre eles. À medida que o tempo avança, os pontos de testes são adquiridos cada vez mais espaçados entre si. Quando o teste chega ao final, os pontos de testes já estarão espaçados de um a dois minutos.

Quando em 2 pontos de testes, o limiar de visão estiver entre 1 e 2 dB do limiar absoluto inicial, temos o indicativo de que o teste pode ser encerrado. Os tempos médios para

os testes são de 55 minutos para um *bleaching* de 99%, 30 minutos a 40 minutos para um *bleaching* de 50% e 20 minutos a 30 minutos para um *bleaching* de 15% (Azevedo 1996).

## APÊNDICE B

### TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO.

Você está sendo convidado a participar de um procedimento de teste com intuito de extrair parâmetros para estabelecer limites de normalidade de adaptação ao escuro. O projeto é titulado “Adaptometria ao Escuro para Estudos de Retina”.

Esse teste acessa diretamente as funções dos fotorreceptores por métodos não invasivos. A técnica consiste, em medir o tempo de recuperação da sensibilidade da retina, depois de expor a retina a uma quantidade controlada de luz.

Para tanto, um procedimento anterior ao teste deve ser realizado: o sujeito não deve se expor a luz intensa durante o trajeto até o local do exame. Um médico, se necessário, irá dilatar a pupila do sujeito utilizando um colírio de uso comum em exames oftalmológicos (Mydriacyl). Após isso, os olhos serão vendados para adaptação ao escuro por um período entre 40 a 60min.

As vendas são retiradas do sujeito em ambiente escuro onde ocorrerá o teste. O teste consiste em aplicar estímulos luminosos de baixa intensidade onde o sujeito, através de um botão de acionamento, informará se visualizou o estímulo luminoso aplicado.

Sua participação é voluntária e lhe será assegurado o direito de resposta a qualquer dúvida sobre a pesquisa, assim como o cancelamento do consentimento sem prejuízo ou penalidade. Os pesquisadores e o médico devem se comprometer com o sigilo dos dados obtidos na pesquisa.

Após a dilatação da pupila, as orientações do médico oftalmologista devem ser rigorosamente seguidas.

Caso você não compreenda algum termo, palavra ou necessite de aconselhamento pessoal adicional, será permitido que retenha o formulário de consentimento informado para que possa esclarecer suas dúvidas com terceiros e/ou profissionais da área que lhe sejam adequados, sendo estipulado um prazo de 07 dias. Após esse prazo se realizará a busca de novo candidato.

Telefones:

- Comitê de Ética em Pesquisa– Pucrs (CEP): (51-3320-3345) da 08:00 às 12:00 e das 13:35 às 17:00.
- Médicos: Thais Russomano (51-9806-0667), José Amadeu Almeida Vargas (51-3320.5150) e Rafaelli Grossi (51-8406-7300).

- Pesquisador: Prof. Dario F.G. de Azevedo, Ph.D. (51-3320-7665).

Assinatura do Sujeito: \_\_\_\_\_

Assinatura do Pesquisador: \_\_\_\_\_

Assinatura do Médico: \_\_\_\_\_

Porto Alegre, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2013.

## APÊNDICE C

Tabela 16: Levantamento espectral da lâmpada

<b>Comprimento de onda (nm)</b>	<b>Radiância (W/m<sup>2</sup>)</b>
380	0,000903426
385	0,001207058
390	0,001724381
395	0,002523586
400	0,00350022
405	0,004491725
410	0,005620509
415	0,006778154
420	0,007994423
425	0,009391978
430	0,011016872
435	0,012746162
440	0,014607125
445	0,016676312
450	0,018920481
455	0,021253541
460	0,02376131
465	0,02657065
470	0,029551199
475	0,032599177
480	0,035435103
485	0,038504772
490	0,042205956
495	0,046108402
500	0,050274264
505	0,054645203
510	0,058852442
515	0,063011967
520	0,067002594
525	0,071331605
530	0,075501353
535	0,079913355
540	0,084817432
545	0,089859053
550	0,094440877
555	0,09873686
560	0,10222337

565	0,10513207
570	0,10730057
575	0,10910555
580	0,11038266
585	0,11120394
590	0,11169244
595	0,11051051
600	0,10946008
605	0,1079568
610	0,10666993
615	0,10435642
620	0,10151891
625	0,097973175
630	0,093894094
635	0,08967787
640	0,084710762
645	0,08056467
650	0,077156283
655	0,074399665
660	0,071222611
665	0,067751989
670	0,064700574
675	0,06020679
680	0,055464208
685	0,050414208
690	0,04537392
695	0,040677875
700	0,036036417
705	0,031772714
710	0,027790256
715	0,024030058
720	0,020763155
725	0,01766176
730	0,014969025
735	0,012649316
740	0,010515156
745	0,008662451
750	0,00715251
755	0,005995737
760	0,005055689
765	0,004378452
770	0,003884007
775	0,003565167

780	0,003331987
-----	-------------

Fonte: O autor (2013)

## APÊNDICE D

Tabela 17: Levantamento espectral dos filtros passa banda

Comprimento de onda (nm)	Radiância (W/m <sup>2</sup> )	
	Filtro Azul	Filtro Vermelho
380	-13,469205	-31,910226
385	-8,7152721	-25,348454
390	-6,3692396	-21,586124
395	-4,1861467	-22,409076
400	-6,9758244	-22,883707
405	-1,225321	-19,546947
410	-11,418688	-1,849567
415	-8,8913403	-20,848716
420	-7,2676003	-21,175265
425	-11,272314	-20,980824
430	-0,7905558	-20,070642
435	-8,6574373	-21,161106
440	-0,9406177	-18,457033
445	-6,3406628	-20,332629
450	-14,220037	-18,716657
455	-9,3170811	-16,231748
460	-3,2967553	-21,845719
465	-0,8206549	-21,385518
470	-9,6453541	-21,378302
475	-7,7784098	-20,881707
480	-0,72856426	-19,645573
485	20	-17,851062
490	25	-2,199964
495	35	-17,911874
500	25	-20,365977
505	509	-15,399646
510	30	-17,342381
515	20	-10,532905
520	1,0409819	-16,480642
525	-0,46500716	-12,467957
530	-0,5734275	-16,787766
535	-11,475729	-18,168646
540	-5,4429734	-17,642795
545	-0,9341049	-1,924901
550	-12,871004	-17,419989
555	-12,805142	-18,273395
560	-15,656047	-17,422677
565	-13,653746	-11,189407

570	-13,231604	-1,062029
575	-14,792608	-12,804194
580	-1,176664	-14,101575
585	-12,572126	-15,915268
590	-12,561808	-16,718001
595	-10,860968	-14,783247
600	-17,820343	-17,486691
605	-2,355797	-20,184592
610	-15,087403	-18,576104
615	-17,290446	0,5269168
620	-2,216262	2,49842E-05
625	-21,629254	0,000169196
630	-16,514132	0,00027701
635	-14,126782	0,000201597
640	-22,450708	20
645	-17,659626	399,11771
650	-12,170655	25
655	-7,0516567	-17,517663
660	-9,8134897	-17,692422
665	-6,8236573	-18,543928
670	-3,9861725	-18,693787
675	13,955973	-20,590878
680	5,9942344	-25,918138
685	7,7924946	-2,857547
690	7,1200178	-3,1590422
695	4,5660759	-4,2532145
700	3,4525845	-3,6697955
705	3,8946269	-3,9971554
710	4,3535299	-3,7309979
715	5,8091555	-0,4662959
720	6,9232286	-3,9950908
725	0,4685227	-3,7435962
730	2,6518372	-4,4310738
735	2,3944462	-5,1796338
740	1,8082226	-5,6861096
745	1,2727713	-6,5823435
750	1,7255192	-2,5911324
755	0,86707341	-2,8064682
760	0,11205196	-6,2487183
765	-1,2683399	-6,3292035
770	-0,17204943	-6,2972409
775	-0,79897518	-6,9010777
780	-1,2122454	-6,2638748

## APÊNDICE E

Tabela 18: Levantamento espectral do campo luminoso.

<b>Comprimento de onda (nm)</b>	<b>Radiância (W/m<sup>2</sup>)</b>
380	7,42E+02
385	0,00019011537
390	0,00041257762
395	0,00074443361
400	0,0011442387
405	0,0016049036
410	0,002044949
415	0,0024759325
420	0,0029846341
425	0,0035707802
430	0,0042331391
435	0,0049326178
440	0,0056935032
445	0,0064717876
450	0,0073680938
455	0,0083048195
460	0,0093020545
465	0,010364843
470	0,011528756
475	0,012609021
480	0,013754775
485	0,015003568
490	0,01645628
495	0,018133445
500	0,019914806
505	0,021639561
510	0,023487005
515	0,025307287
520	0,027006779
525	0,028811265
530	0,03057952
535	0,032478813
540	0,034454297
545	0,036690917
550	0,038554039
555	0,04018724
560	0,041664544
565	0,042907879
570	0,043896943

575	0,044488091
580	0,044872157
585	0,045308113
590	0,045638662
595	0,045019779
600	0,044656966
605	0,044076286
610	0,043875761
615	0,042988855
620	0,041682269
625	0,040287182
630	0,038744994
635	0,037069552
640	0,035101086
645	0,033329945
650	0,031968027
655	0,030757895
660	0,029480383
665	0,028085113
670	0,026791951
675	0,02494731
680	0,022827342
685	0,020645972
690	0,018533874
695	0,016493775
700	0,01455668
705	0,012733535
710	0,011039762
715	0,0094327172
720	0,0080787735
725	0,0067419731
730	0,0055870288
735	0,0045881867
740	0,0037062394
745	0,0029308514
750	0,0022421663
755	0,0017529597
760	0,0013333238
765	0,0010601821
770	0,00087117654
775	0,00068473065
780	0,00058458897

## APÊNDICE F

Tabela 19: valores para o cálculo da atenuação do olho humano,

Lâmpada ENH 250W	Filtro Amarelo	Curva de eficácia luminosa escotópica (lm/W)	CLI (lm/m <sup>2</sup> )	Transmitância do cristalino	CR (lm/m <sup>2</sup> )
Comprimento de onda (nm)	Levantamento Espectral (W/m <sup>2</sup> )				
380	0,12	1,02	0,12	0,01	0,001
390	0,11	3,74	0,41	0,03	0,012
400	0,10	15,81	1,58	0,06	0,095
410	0,09	59,16	5,32	0,15	0,799
420	0,08	164,22	13,14	0,28	3,679
430	0,08	339,66	27,17	0,43	11,684
440	0,07	557,77	39,04	0,54	21,084
450	0,06	773,50	46,41	0,60	27,846
460	0,06	963,90	57,83	0,64	37,014
470	0,06	1149,20	68,95	0,67	46,198
480	0,05	1348,10	67,41	0,70	47,184
490	0,04	1536,80	61,47	0,72	44,260
500	0,03	1669,40	50,08	0,75	37,562
510	0,05	1694,90	84,75	0,78	66,101
520	0,14	1589,50	222,53	0,79	175,799
530	0,14	1378,70	193,02	0,81	156,345
540	0,14	1105,00	154,70	0,83	128,401
550	0,14	817,70	114,48	0,85	97,306
560	0,14	558,95	78,25	0,87	68,080
570	0,14	352,92	49,41	0,89	43,974
580	0,14	206,04	28,85	0,91	26,249
590	0,14	111,35	15,59	0,93	14,498
600	0,14	56,44	7,90	0,95	7,507
610	0,15	27,03	4,05	0,96	3,892
620	0,15	12,58	1,89	0,97	1,830
630	0,15	5,61	0,84	0,98	0,825
640	0,16	2,55	0,41	0,99	0,404
650	0,17	1,19	0,20	1,00	0,202
660	0,17	0,10	0,02	1,00	0,017
670	0,18	0,17	0,03	1,00	0,031
680	0,19	0,17	0,03	1,00	0,032
690	0,20	0,00	0,00	1,00	0,000

700	0,22	0,00	0,00	1,00	0,000
710	0,23	0,00	0,00	1,00	0,000
720	0,25	0,00	0,00	1,00	0,000
730	0,28	0,00	0,00	1,00	0,000
740	0,31	0,00	0,00	1,00	0,000
750	0,35	0,00	0,00	1,00	0,000
760	0,40	0,00	0,00	1,00	0,000
770	0,45	0,00	0,00	1,00	0,000
780	0,52	0,00	0,00	1,00	0,000

Fonte: O autor (2013)

## APÊNDICE G

Tabela 20: Valores de atenuação em relação ao posicionamento dos filtros,

Filtros	Posição dos Motores				Atenuação (dB)	Iluminância ( lux)
	Motor 1	Motor 2	Motor 3	Motor 4		
Sem Filtro	290	200	0	desabilitado	0	-
Azul	290	200	157	desabilitado	0	-
Vermelho	290	200	300	desabilitado	0	-
Amarelo	290	200	457	desabilitado	0	-
Roda 1 de filtro (0 - 27 dB)	376	200	0	desabilitado	0	158,40
	426	200	0	desabilitado	1	125,82
	450	200	0	desabilitado	2	99,94
	469	200	0	desabilitado	3	79,39
	483	200	0	desabilitado	4	63,06
	496	200	0	desabilitado	5	50,09
	510	200	0	desabilitado	6	39,79
	523	200	0	desabilitado	7	31,60
	537	200	0	desabilitado	8	25,10
	550	200	0	desabilitado	9	19,94
	562	200	0	desabilitado	10	15,84
	573	200	0	desabilitado	11	12,58
	584	200	0	desabilitado	12	9,99
	596	200	0	desabilitado	13	7,94
	606	200	0	desabilitado	14	6,31
	616	200	0	desabilitado	15	5,01
	630	200	0	desabilitado	16	3,98
	642	200	0	desabilitado	17	3,16
	655	200	0	desabilitado	18	2,51
	667	200	0	desabilitado	19	1,99
681	200	0	desabilitado	20	1,58	
695	200	0	desabilitado	21		

					1,26	
	712	200	0	desabilitado	22	1,00
	725	200	0	desabilitado	23	0,79
	738	200	0	desabilitado	24	0,63
	753	200	0	desabilitado	25	0,50
	776	200	0	desabilitado	26	0,40
	810	200	0	desabilitado	27	0,32
Roda 1 e Roda 2 de filtros (27 - 60dB)	376	603	0	desabilitado	28	0,25
	426	603	0	desabilitado	29	0,20
	450	603	0	desabilitado	30	0,16
	469	603	0	desabilitado	31	0,13
	483	603	0	desabilitado	32	0,0999
	496	603	0	desabilitado	33	0,0794
	510	603	0	desabilitado	34	0,0631
	523	603	0	desabilitado	35	0,0501
	537	603	0	desabilitado	36	0,0398
	550	603	0	desabilitado	37	0,0316
	562	603	0	desabilitado	38	0,0251
	573	603	0	desabilitado	39	0,0199
	584	603	0	desabilitado	40	0,0158
	596	603	0	desabilitado	41	0,0126
	606	603	0	desabilitado	42	0,0100
	616	603	0	desabilitado	43	0,0079
	630	603	0	desabilitado	44	0,0063
	642	603	0	desabilitado	45	0,0050
	655	603	0	desabilitado	46	0,0040
	667	603	0	desabilitado	47	0,0032
	681	603	0	desabilitado	48	0,0025
	695	603	0	desabilitado	49	0,0020
	712	603	0	desabilitado	50	0,0016

725	603	0	desabilitado	51	0,0013
738	603	0	desabilitado	52	0,0010
753	603	0	desabilitado	53	0,00079
776	603	0	desabilitado	54	0,00063
810	603	0	desabilitado	55	0,00050
712	500	0	desabilitado	56	0,00040
725	500	0	desabilitado	57	0,00032
738	500	0	desabilitado	58	0,00025
753	500	0	desabilitado	59	0,00020
776	500	0	desabilitado	60	0,00016

Fonte: O autor (2013)