

UNIVERSIDADE DO OESTE DE SANTA CATARINA

DIONATHAN LUAN DE VARGAS

SISTEMA DE PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGEM PARA  
AUXÍLIO NO DIAGNÓSTICO DE NISTAGMO

Joaçaba  
2019

**DIONATHAN LUAN DE VARGAS**

**SISTEMA DE PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGEM PARA  
AUXÍLIO NO DIAGNÓSTICO DE NISTAGMO**

Trabalho de Conclusão de Curso II apresentado  
ao Curso de Engenharia de Computação, Área  
das Ciências Exatas e Tecnológicas da Universi-  
dade do Oeste de Santa Catarina como requi-  
sito parcial à obtenção do grau de bacharel em  
Engenharia de Computação.

Orientador: Prof. Dr. Geovani Rodrigo Scolaro

Joaçaba  
2019

V297s Vargas, Dionathan Luan de  
Sistema de processamento digital de imagem para auxílio no diagnóstico de nistagmo / Dionathan Luan de Vargas. –

Joaçaba, SC, 2019.

111 f. ; 30 cm.

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia de Computação) —Universidade do Oeste de Santa Catarina, 2019.

Bibliografia: f. 90 - 92.

1. Processamento digital de imagem. 2. Nistagmografia. I. Título.

CDD 006.42

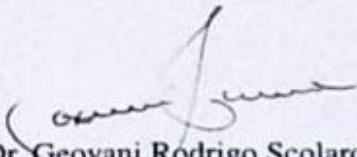
DIONATHAN LUAN DE VARGAS

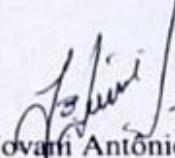
SISTEMA DE PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGEM PARA  
AUXÍLIO NO DIAGNÓSTICO DE NISTAGMO

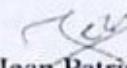
Trabalho de Conclusão de Curso II apresentado  
ao Curso de Engenharia de Computação, Área  
das Ciências Exatas e Tecnológicas da Universi-  
dade do Oeste de Santa Catarina como requi-  
sito parcial à obtenção do grau de bacharel em  
Engenharia de Computação.

Aprovado em 13 de dezembro de 2019.

BANCA EXAMINADORA

  
Prof. Dr. Geovani Rodrigo Scolaro  
Universidade do Oeste de Santa Catarina

  
Prof. Dr. Jovani Antônio Steffnai  
Universidade do Oeste de Santa Catarina

  
Prof. MSc. Jean Patrick Perigol  
Universidade do Oeste de Santa Catarina

## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente agradeço a Deus por ter me dado saúde, força e inteligência para superar todas as dificuldades e conseguir chegar onde hoje estou.

Agradeço de forma especial à minha noiva, Priscila Azevedo Bernardi, por todo o apoio e compreensão.

A minha mãe, Ieda Maria de Vargas, e minha avó, Luiza Barberini de Vargas (em memória), por não medirem esforços para que eu pudesse levar meus estudos adiante.

Aos professores do curso, por terem compartilhado seu tempo e conhecimento, mesmo quando não era necessário.

Ao colega de trabalho Clecio Jung pela ajuda fornecida, conhecimento compartilhado e amizade desenvolvida durante todo o tempo de convívio.

Aos colegas de faculdade que me ajudaram enormemente nesta trajetória, desenvolvendo grandes amizades, em especial a Lucas Antunes e Danton Bertuol pelas experiências trocadas na reta final do curso.

Ao professor Dr. Jovani Antônio Steffani que sempre esteve disponível dividir seu conhecimento sobre o tema.

Aos professores da banca por suas considerações, sempre procurando melhorar o trabalho. Em especial ao meu orientador Dr. Geovani Rodrigo Scolaro, por ter me ajudado nas momentos de maior dificuldade.

Nunca permita que a imaginação limitada  
dos outros limite você.

Dra. Mae Jemison

## RESUMO

O presente trabalho faz um estudo sobre os nistagmos e propõem desenvolver um dispositivo de videonistagmografia de baixo custo a fim de auxiliar o especialista na identificação de nistagmos. Para atingir objetivo, primeiramente se fez uma profunda busca bibliográfica afim de conhecer o estado da arte e desenvolver um protótipo que atenda as necessidades clínicas. Para isto desenvolveu-se uma tecnologia vestível que emite feixes de luz com duração e intensidade variável, levando em consideração que este equipamento teria contato diretamente com pessoas, seguiu-se as diretivas da norma europeia IEC-62471 que define os padrões internacionais para a classificação de produtos que emitem radiação visível ou não visível se enquadrando como grau de risco "isento". Este dispositivo possibilita a captura e armazenamento de imagens de pacientes com nistagmo. Posteriormente estes vídeos passaram por um processamento para extrair características relevantes. Tais características são apresentadas para o especialista de forma gráfica facilitando assim a compreensão. Com a análise dos dados fornecidos pelo sistema é possível descobrir o sentido e direção do nistagmo horizontal e vertical, além de verificar se o nistagmo possui latência. O sistema também armazena os dados dos exames o que possibilita a comparação com exames futuros para se verificar se o tratamento está tendo êxito.

**Palavras-chave:** Nistagmografia, sistema vestibular, visão computacional.

## ABSTRACT

The present work makes a study about the nystagmus and proposes to develop a low cost videonystagmography device to assist the specialist in the identification of nystagmus. To achieve this goal, a thorough bibliographic search was first made in order to know the state of the art and to develop a prototype that meets the clinical needs. For this a wearable technology was developed that emits light beams of varying duration and intensity, taking into account that this equipment would have direct contact with people, followed the directives of the European standard IEC-62471 which defines the international standards for the classification of products that emit visible or non-visible radiation falling within the "exempt" degree of risk. This device enables the capture and storage of images of patients with nystagmus. Later these videos went through a processing to extract relevant features. Such features are presented to the expert in a graphical manner thus facilitating understanding. By analyzing the data provided by the system, it is possible to discover the direction and direction of horizontal and vertical nystagmus, and to verify whether the nystagmus has latency. The system also stores exam data, which enables comparison with future exams to see if the treatment is successful.

**Keywords:** Nystagmography, vestibular system, computational vision.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Sistema auditivo . . . . .	19
Figura 2 – Perilinfa e endolinfa no sistema vestibular . . . . .	20
Figura 3 – Oido interno . . . . .	20
Figura 4 – Corte transversal da ampola . . . . .	22
Figura 5 – Anatomia do olho humano . . . . .	24
Figura 6 – Músculos extrínsecos do bulbo do olho direito . . . . .	25
Figura 7 – Vias neurais para controle do movimento dos olhos . . . . .	26
Figura 8 – Movimentos de desvio e correção de um ponto de luz . . . . .	27
Figura 9 – Tipos de Nistagmo . . . . .	29
Figura 10 – Realização de um exame de VNG . . . . .	34
Figura 11 – Software de Videonistagmografia da empresa Interacoustics . . . . .	34
Figura 12 – Manobra de Dix-Hallpike . . . . .	36
Figura 13 – Sistema proposto por Mota (2018) . . . . .	37
Figura 14 – Imagem em escala de cinza . . . . .	39
Figura 15 – Exemplo de imagens com histogramas diferenciados. . . . .	40
Figura 16 – Fluxo de um sistema PDI . . . . .	40
Figura 17 – Características de um objeto . . . . .	42
Figura 18 – Índice TIOBE, março de 2019 . . . . .	43
Figura 19 – Espaço paramétrico utilizado na transformada circular de Hough. . . . .	47
Figura 20 – Processo de votação efetuado pela transformada circular de Hough. . . . .	47
Figura 21 – Raspberry Pi 3 Model B . . . . .	48
Figura 22 – Diagrama de blocos do Raspberry Pi 3 Model B . . . . .	49
Figura 23 – Camera Pi NoIR . . . . .	51
Figura 24 – Diagrama de componentes do sistema Hórus . . . . .	53
Figura 25 – Óculos VR BOX . . . . .	54
Figura 26 – Adaptações feitas no gabinete . . . . .	55
Figura 27 – Circuito do painel superior . . . . .	55
Figura 28 – Diagrama de blocos do sistema de Iluminação . . . . .	57
Figura 29 – Circuito do sistema de Iluminação . . . . .	57
Figura 30 – Circuito equivalente ao acionamento do transistor dos LEDs . . . . .	60
Figura 31 – Corte transversal de um olho humano recebendo radiação . . . . .	61

Figura 32 – Gráfico log-log da Irradiância Córnea e Irradiância Pele vs Tempo . . . . .	63
Figura 33 – Visão Frontal da PCI do Sistema de Iluminação . . . . .	68
Figura 34 – Janela principal do software Hórus . . . . .	69
Figura 35 – Diagrama Requisitos . . . . .	70
Figura 36 – Diagrama Processos - Fluxo Principal . . . . .	71
Figura 37 – Diagrama Processos - Alterar Configurações de Captura . . . . .	71
Figura 38 – Diagrama Processos - Inserir Dados do Paciente . . . . .	72
Figura 39 – Diagrama Processos - Capturar Vídeo . . . . .	73
Figura 40 – Diagrama Processos - Processar Vídeo . . . . .	74
Figura 41 – Diagrama Processos - Extrair Características . . . . .	75
Figura 42 – Usuário utilizando o sistema Hórus . . . . .	78
Figura 43 – Sistema de Iluminação Montado no protótipo . . . . .	79
Figura 44 – Primeiras aquisições de imagem do sistema Hórus . . . . .	80
Figura 45 – Imagem original antes do processamento. . . . .	80
Figura 46 – Tratamento de reflexo . . . . .	81
Figura 47 – Transformação da imagem em escala de cinza e suavização por mediana . .	81
Figura 48 – Equalização do histograma . . . . .	82
Figura 49 – Realce de bordas . . . . .	82
Figura 50 – Aplicação da transformada de Hough nas amostras . . . . .	83
Figura 51 – Seleção da íris . . . . .	83
Figura 52 – Resultado Final . . . . .	84
Figura 53 – Tela de Anamnese do Sistema Hórus . . . . .	84
Figura 54 – Tela de Captura do Sistema Hórus . . . . .	85
Figura 55 – Tela de Pré-processamento do Sistema Hórus . . . . .	86
Figura 56 – Tela de Resultados do Sistema Hórus . . . . .	87
Figura 57 – Tela do trajeto percorrido pelo olho no exame . . . . .	87

## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 1 – Comparação do olho humano com uma câmera fotográfica . . . . .	23
Tabela 2 – Músculos Extrínsecos do Bulbo do Olho . . . . .	26
Tabela 3 – Bibliotecas Python utilizadas . . . . .	44
Tabela 4 – Descrição dos componentes do circuito do painel superior . . . . .	56
Tabela 5 – Descrição dos pinos do conector do painel superior . . . . .	56
Tabela 6 – Descrição dos componentes do circuito de iluminação . . . . .	58
Tabela 7 – Descrição dos pinos do conector do sistema de iluminação . . . . .	58
Tabela 8 – Limites da tensão angular para diferentes faixas de tempo . . . . .	64
Tabela 9 – Limites de Exposição para a Retina . . . . .	66
Tabela 10 – Classificação do sistema Hórus em relação à IEC-62471 . . . . .	67
Tabela 11 – Equações dos dados calculados . . . . .	76
Tabela 12 – Custo Estimado . . . . .	77
Tabela 13 – Tabela das funções ponderadas de fator térmico . . . . .	112

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BSD	<i>Berkeley Source Distribution</i>
BPMN	<i>Business Process Model and Notation</i> (Modelo de processo de negócios e notação)
CdG	Centro de Gravidade
CSI	<i>Camera Serial Interface</i>
EOG	Eletrooculograma
IR	<i>Infrared</i> (Infravermelho)
JSON	<i>JavaScript Object Notation</i> (Notação de Objetos JavaScript)
LED	<i>Light Emitting Diode</i> (Diodo Emissor de Luz)
OpenCV	<i>Open Source Computer Vision Library</i>
PCI	Placa de Circuito Impresso
PDI	Processamento Digital de Imagens
Pixel	<i>Picture Element</i> (Elemento de imagem)
SBC	<i>Single Board Computer</i> (Computador de uma placa)
SHT	<i>Standard Hough Transform</i> (Transformada Padrão de Hough)
SysML	<i>Systems Modeling Language</i> (Linguagem de Modelagem de Sistemas)
UFSC	Universidade Federal de Santa Catarina
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
VNG	Videonistagmografia
VHLL	<i>Very High Level Language</i> (Linguagem de programação de altíssimo nível)

## LISTA DE SÍMBOLOS

$\lambda_p$	Comprimento de onda de pico
$I_f$	Corrente típica de operação
$B(\lambda)$	Fator Térmico
$H_{FE}$	Ganho de corrente contínua
$E_{IR}$	Irradiância causada pelas ondas infravermelhas
$\Omega$	Ohm
$L_{IR}$	Radiância causada pelas ondas infravermelhas
$L_R$	Radiância causada pelas ondas não infravermelhas
$L(\lambda)$	Radiância Espectral
$R(\lambda)$	Risco térmico
$V_{BE}$	Saturação Base-Emissor
$V_{CE}$	Saturação Coletor-Emissor
$t$	Tempo
$\alpha$	Tensão angular
$V_f$	Tensão em condução

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO . . . . .</b>	<b>16</b>
1.1	DESCRIÇÃO DO PROBLEMA . . . . .	16
1.2	JUSTIFICATIVA . . . . .	17
1.3	OBJETIVOS . . . . .	17
1.3.1	<b>Objetivo Geral . . . . .</b>	<b>17</b>
1.3.2	<b>Objetivos específicos . . . . .</b>	<b>18</b>
<b>2</b>	<b>EXTENSÃO DO TEMA . . . . .</b>	<b>19</b>
2.1	SISTEMA VESTIBULAR . . . . .	19
2.1.1	<b>Labirinto . . . . .</b>	<b>19</b>
2.1.2	<b>Vestíbulo, o Utrículo e o Sáculo . . . . .</b>	<b>20</b>
2.1.3	<b>Canais Semicirculares . . . . .</b>	<b>21</b>
2.1.4	<b>Manutenção do Centro de Gravidade . . . . .</b>	<b>22</b>
2.2	SISTEMA ÓPTICO . . . . .	23
2.2.1	<b>Olho humano . . . . .</b>	<b>23</b>
2.2.2	<b>Músculos oculares . . . . .</b>	<b>25</b>
2.2.3	<b>Movimentos oculares . . . . .</b>	<b>25</b>
2.2.3.1	Movimentos de Fixação . . . . .	27
2.2.3.2	Movimentos Sacádicos . . . . .	27
2.2.3.3	Movimentos de Perseguição . . . . .	28
2.2.3.4	Movimentos Vestíbulo-oculares . . . . .	28
2.3	NISTAGMO . . . . .	28
2.3.1	<b>Classificação . . . . .</b>	<b>29</b>
2.3.1.1	Nistagmo vestibular . . . . .	30
2.3.2	<b>Sintomas . . . . .</b>	<b>31</b>
2.3.3	<b>Diagnóstico . . . . .</b>	<b>31</b>
2.3.4	<b>Tratamento . . . . .</b>	<b>33</b>
2.4	VIDEONISTAGMOGRAFIA . . . . .	33
2.4.1	<b>Métodos para a indução do nistagmo . . . . .</b>	<b>35</b>
2.4.1.1	<i>Head Thrust Test</i> . . . . .	35
2.4.1.2	<i>Head Shaking Induced Nystagmus</i> . . . . .	35
2.4.1.3	Manobra de Dix-Hallpike . . . . .	35

2.5	<b>PESQUISAS RELACIONADAS . . . . .</b>	36
<b>3</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA . . . . .</b>	<b>38</b>
3.1	Processamento digital de imagens . . . . .	38
<b>3.1.1</b>	<b>Histograma . . . . .</b>	<b>39</b>
<b>3.1.2</b>	<b>Etapas de um sistema de processamento digital de imagens . . . . .</b>	<b>40</b>
3.1.2.1	Aquisição de Imagem . . . . .	41
3.1.2.2	Pré-processamento . . . . .	41
3.1.2.3	Segmentação . . . . .	41
3.1.2.4	Extração de características . . . . .	41
3.1.2.5	Reconhecimento de padrões . . . . .	42
3.2	PYTHON . . . . .	43
<b>3.2.1</b>	<b>OpenCV . . . . .</b>	<b>44</b>
3.3	Transformada de Hough . . . . .	45
<b>3.3.1</b>	<b>Representação Paramétrica . . . . .</b>	<b>46</b>
<b>3.3.2</b>	<b>Acumulador . . . . .</b>	<b>46</b>
3.4	Raspberry Pi . . . . .	48
<b>3.4.1</b>	<b>PiCamera . . . . .</b>	<b>50</b>
3.5	NORMA IEC-62471 . . . . .	51
<b>4</b>	<b>METODOLOGIA . . . . .</b>	<b>53</b>
4.1	HARDWARE . . . . .	54
<b>4.1.1</b>	<b>Gabinete . . . . .</b>	<b>54</b>
4.1.1.1	Painel Superior . . . . .	55
<b>4.1.2</b>	<b>Fonte de alimentação . . . . .</b>	<b>55</b>
<b>4.1.3</b>	<b>Sistema de Iluminação . . . . .</b>	<b>56</b>
4.1.3.1	Sistema de Iluminação Infravermelha . . . . .	58
4.1.3.2	Estudo sobre os riscos do LED infravermelho . . . . .	61
4.1.3.3	Limites de exposição de luz infravermelha à córnea . . . . .	61
4.1.3.4	Limites de exposição de luz infravermelha à pele . . . . .	63
4.1.3.5	Limites de exposição de luz infravermelha à retina . . . . .	63
4.1.3.6	Sistema de Iluminação Branca . . . . .	66
<b>4.1.4</b>	<b>Classificação IEC-62471 . . . . .</b>	<b>67</b>
<b>4.1.5</b>	<b>Placa de circuito impresso . . . . .</b>	<b>67</b>
4.2	SOFTWARE . . . . .	68

<b>4.2.1</b>	<b>Modelagem do sistema . . . . .</b>	<b>69</b>
4.2.1.1	Subprocesso Alterar Configurações de Captura . . . . .	69
4.2.1.2	Subprocesso Inserir Dados do Paciente . . . . .	71
4.2.1.3	Subprocesso Capturar Vídeo . . . . .	72
4.2.1.4	Subprocesso Processar Vídeo . . . . .	73
4.2.1.5	Subprocesso Extrair Características . . . . .	75
4.2.1.6	Processo Exibir Resultados . . . . .	76
4.3	RECURSOS E ORÇAMENTOS . . . . .	76
<b>5</b>	<b>RESULTADOS . . . . .</b>	<b>78</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO . . . . .</b>	<b>89</b>
	<b>REFERÊNCIAS . . . . .</b>	<b>91</b>
<b>APÊNDICE A</b>	<b>Esquemático elétrico do Sistema Hórus . . . . .</b>	<b>94</b>
<b>APÊNDICE B</b>	<b>Script de instalação de recursos para funcionamento do sistema . . . . .</b>	<b>96</b>
<b>APÊNDICE C</b>	<b>Arquivo de configuração da Pi Câmera . . . . .</b>	<b>98</b>
<b>APÊNDICE D</b>	<b>Arquivo de dados do paciente . . . . .</b>	<b>99</b>
<b>APÊNDICE E</b>	<b>Arquivo de anamnese do exame . . . . .</b>	<b>100</b>
<b>APÊNDICE F</b>	<b>Arquivo de dados do exame . . . . .</b>	<b>101</b>
<b>ANEXO A</b>	<b>Datasheet TIL32 . . . . .</b>	<b>102</b>
<b>ANEXO B</b>	<b>Datasheet LT5HW3-4D-URC3-P24-Z . . . . .</b>	<b>104</b>
<b>ANEXO C</b>	<b>Tabela das funções ponderadas de fator térmico . . . . .</b>	<b>112</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Os nistagmos são movimentos que os olhos fazem para manter nítidas as imagens quando move-se a cabeça para alguma direção e mantém-se o foco em um ponto específico. Contudo, estes movimentos podem acontecer em momentos que a cabeça não se move ou de forma incompatível com o movimento que a cabeça fez, este, por sua vez, denominado de nistagmo patológico.

Além de movimentos oculares, outros sintomas de Nistagmo incluem sensibilidade a luz, tonturas, dificuldade de enxergar no escuro, problemas de visão e de cabeça em uma posição rotativa ou inclinada, ou sensação de que o mundo está girando ou tremendo. O diagnóstico clínico geralmente é dado pelo oftalmologista que notará o tremor dos olhos do paciente e que assim poderá solicitar uma avaliação mais aprofundada com um neurologista além de exames de imagem para poder descartar outras patologias. Contudo, o nistagmo pode ser provocado pelas mais diversas causas, como labirintite, lesões no sistema vestibular, maculopatias, patologias neurológicas e até mesmo albinismo.

O trabalho de conclusão de curso proposto objetiva a implementação de um sistema baseado em visão computacional que auxiliará o médico no diagnóstico de nistagmo patológico. Portanto, o presente trabalho descreve as etapas realizadas para o desenvolvimento de um sistema de baixo custo para aquisição de imagens para videonistagmografia (VNG) assim como sua adequação para com as normas de saúde vigente para que possa ser feita a observação e o registro do nistagmo através de uma máscara com câmera de vídeo.

### 1.1 DESCRIÇÃO DO PROBLEMA

Para que nosso corpo se mantenha em equilíbrio, há um preciso processamento das informações dos nossos sistemas sensoriais e motor. Com o intuito de manter nosso equilíbrio, o Sistema Nervoso Central (SNC) processa as informações recebidas dos sistemas vestibular, visual e proprioceptivo. Quando o SNC recebe uma informação ineficaz ou imprecisa o sistema entra em colapso, e as incompatibilidades de informação tem como consequência a tontura, vertigem e desequilíbrio (SILVEIRA et al., 2016). Estes sintomas são responsáveis por um grande número de visitas a consultórios médicos. Em geral, existem centenas de condições que podem causar estes sintomas a um paciente. No entanto, na grande maioria dos casos, estão relacionados ao sistema vestibular, cerca de 80% (GANANÇA et al., 2017), (HUEB; FELICIANO, 2012).

Através do sistema vestibular o cérebro comprehende em que posição a cabeça está e para não confundir a visão, os nervos oculares são acionados pelo SNC movendo os olhos de acordo com a movimentação da cabeça, sempre mantendo as imagens nítidas. Este movimento é denominado nistagmo. Por estes mecanismos o cérebro é capaz de captar imagens mesmo quando a cabeça se move, evitando que a visão se torne borrada. Por outro lado o nistagmo patológico ocorre em momentos que a cabeça não se move ou de forma incompatível com o movimento (SOARES, 2018). Este último podendo causar mal estar para o paciente como tontura, sensibilidade a luz entre outros problemas de visão.

## 1.2 JUSTIFICATIVA

O exame mais utilizado para avaliar o nistagmo é a eletronistagmografia (ENG), que realiza a captação das variações do potencial corneorretinal, por meio de eletrodos, durante a movimentação dos olhos.(GONÇALVES; SCHARLACH, 2016).

Contudo, nos últimos anos, a ENG vem sendo substituída pela videonistagmografia (VNG) que por ser um método computadorizado sem a utilização de eletrodos, não sofre interferências por atividade elétrica muscular e ruídos elétricos do ambiente. A VNG detecta uma ou mais anormalidades em cerca de 50% dos pacientes com tontura e aproximadamente 75% destas anormalidades especificam o local da lesão, já outros testes laboratoriais conseguem detectar poucas destas anormalidades (GANANÇA; CAOVILLA; GANANÇA, 2010).

Os sistemas de VNG mais acessíveis, apenas capturam imagens dos olhos dos pacientes sem dar mais informações. O especialista tem que dar o diagnóstico baseado apenas nas nos arquivos de vídeos capturados. Muitas vezes estas informações não são suficientes para um diagnóstico preciso. Já os equipamentos mais sofisticados trazem gráficos informativos o que auxilia o especialista no diagnóstico, por sua vez estes equipamentos são de alto valor.

A intenção é desenvolver um equipamento que capture as imagens e gere gráficos informativos para auxiliar o especialista no diagnóstico de nistagmos e ainda tenha um baixo custo, viabilizando o exame em comunidades carentes e famílias de baixa renda.

## 1.3 OBJETIVOS

### 1.3.1 Objetivo Geral

Construir um sistema de videonistagmografia de baixo custo a fim de auxiliar o especialista na identificação de nistagmos, assim como o armazenamento destes dados para elaboração

de relatórios.

### **1.3.2 Objetivos específicos**

Considerando a importância de exames não-invasivos oculares como a pupilometria e a videonistagmografia, este trabalho busca contemplar os seguintes objetivos:

- Desenvolver um sistema de aquisição de imagens, com flashes de luz com duração e intensidade ajustáveis;
- Elaborar um algoritmo capaz de extrair características da pupila do paciente.
- Implementar, testar e validar um programa de processamento de imagens capaz de processar quadro a quadro e de forma automática as imagens, determinando em cada quadro o centro da pupila.
- Desenvolver um sistema que armazena o cadastro dos usuários e os dados processados dos exames.
- Apresentar resultados de forma visual para auxiliar o especialista no diagnóstico de nistagmo.

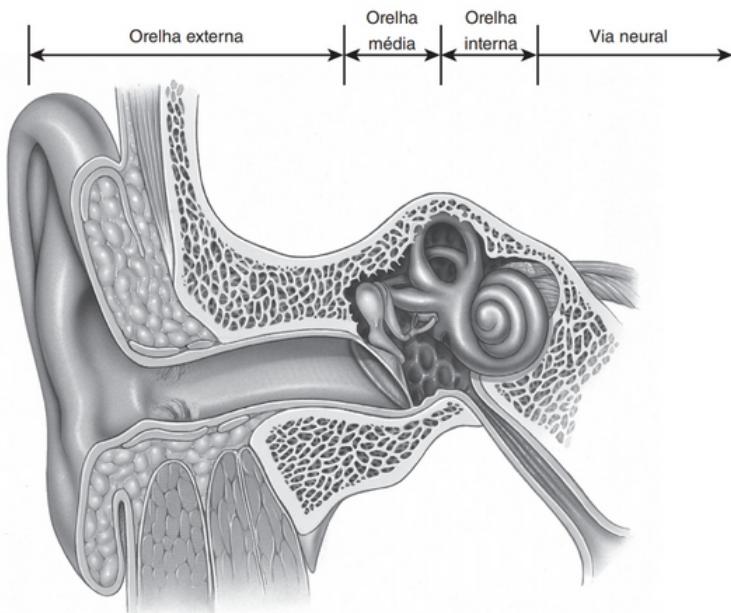
## 2 EXTENSÃO DO TEMA

### 2.1 SISTEMA VESTIBULAR

A principal função do sistema vestibular, ou aparelho vestibular, é de sentir os movimentos da cabeça e do corpo, especialmente os involuntários, e combatê-los com impulsos nos nervos oculares para que as imagens da visão permaneçam nítidas, além de fazer ajustes posturais que mantêm o mundo visual estável e nos impedir de cair (FULLER; PIMENTEL; PEREGOY, 2014).

Todo o sistema vestibular fica alojado na orelha interna, compartilhando o espaço com parte do sistema auditivo.

Figura 1 – Sistema auditivo



Fonte: Fuller, Pimentel e Peregoy (2014)

#### 2.1.1 Labirinto

A orelha interna é formada por duas partes. A externa em formato de concha constituída por osso denso conhecida como labirinto ósseo que envolve e protege a segunda denominada labirinto membranáceo. No sistema vestibular, entre estas duas partes, é preenchido pela perilinfa que é um líquido liberado pelas células que revestem os canais ósseos. Ainda dentro do labirinto membranáceo se encontra outro líquido chamado de endolinfa. Estes líquidos têm química distinta, nunca se misturam e são responsáveis por formar um meio líquido e condutivo para as

vibrações captadas pelos sistemas de auditivo e vestibular (FULLER; PIMENTEL; PEREGOY, 2014).

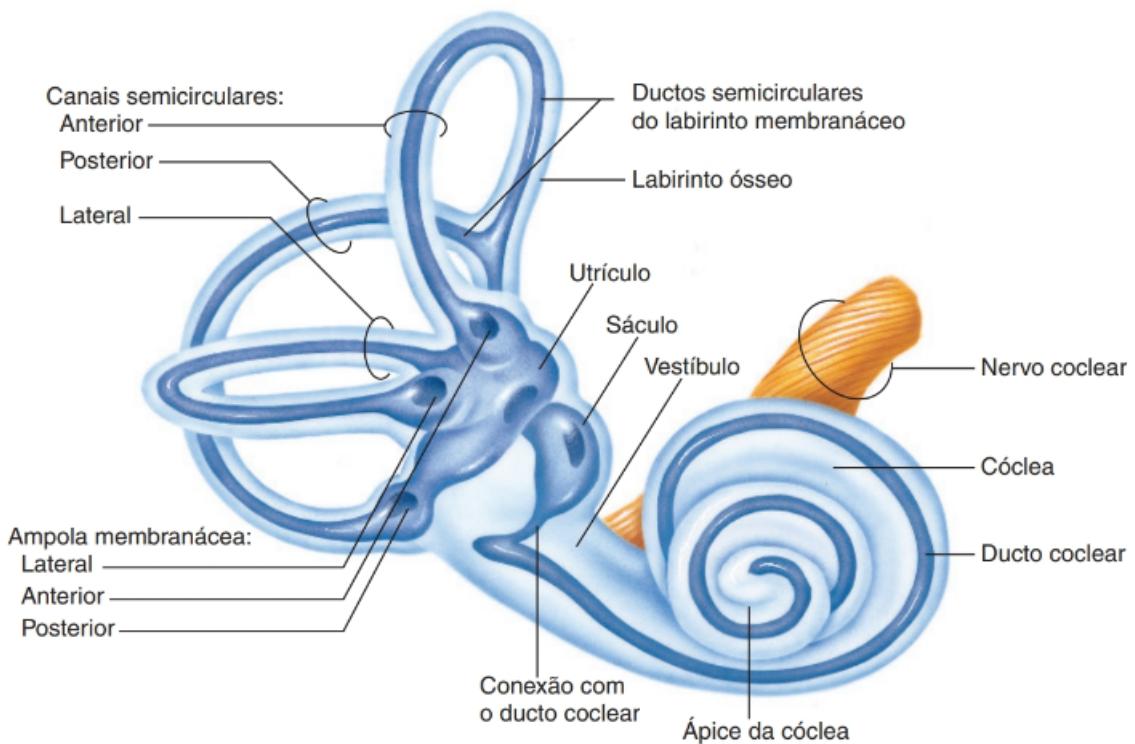
Figura 2 – Perilinfa e endolinfa no sistema vestibular



Fonte: Adaptado de (FULLER; PIMENTEL; PEREGOY, 2014)

Como pode ser visto na Figura 3, compõe o labirinto membranáceo os três canais semicirculares e o vestíbulo, que fazem parte do sistema vestibular, e a cóclea que faz parte do sistema auditivo.

Figura 3 – Oído interno



Fonte: Graaff (2003)

### 2.1.2 Vestíbulo, o Utrículo e o Sáculo

O vestíbulo fica localizado na região central do labirinto ósseo. O labirinto membranáceo no interior do vestíbulo consiste em dois sacos interligados chamados utrículo e sáculo. O sáculo

situa-se na parede medial e é contínuo com a cóclea já outrículo é o maior dos dois e é contínuo com os canais semicirculares.

Nas paredes do utrículo e do sáculo existem áreas sensoriais chamadas de mácula. As duas máculas são orientadas para que não fiquem em ângulo reto entre si. A mácula do utrículo responde à estimulação horizontal e a mácula do sáculo responde à estimulação vertical. O maior papel do utrículo e do sáculo é manter o corpo orientado verticalmente em relação à gravidade e aceleração linear (FULLER; PIMENTEL; PEREGOY, 2014). O cérebro recebe, interpreta e processa as informações vindas das máculas, dando assim respostas sensoriais para controlar o equilíbrio do indivíduo.

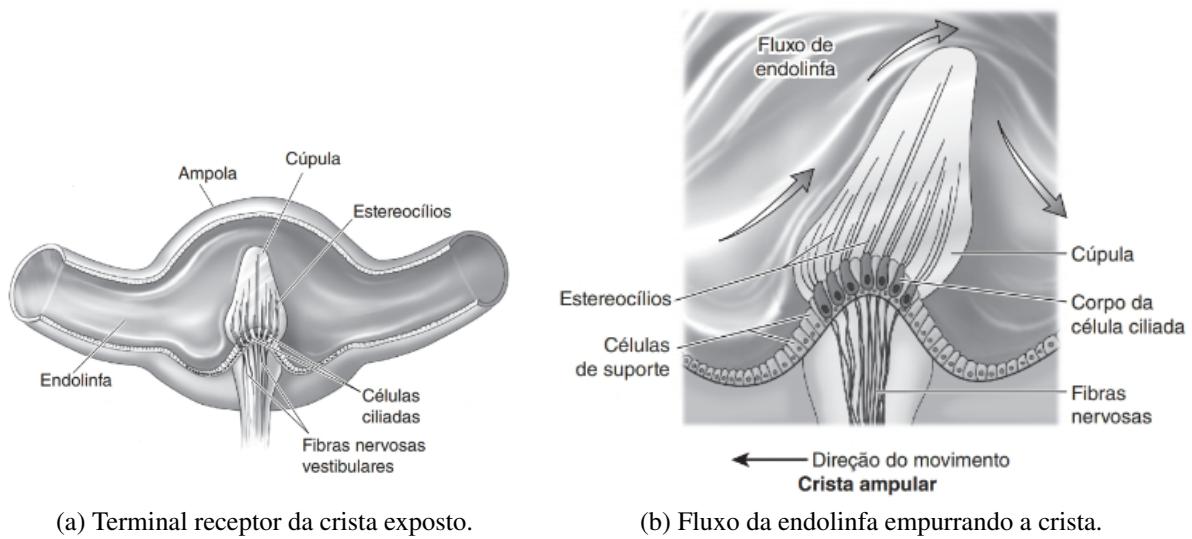
### **2.1.3 Canais Semicirculares**

Proveniente do Utrículo há três alças chamadas de canais semicirculares. Os três canais estão orientados para posições anatômicas diferentes: anterior, posterior e lateral. Ficam em ângulos retos entre si representando os três planos no espaço.

Cada canal semicircular se abre próximo ao vestíbulo por uma dilatação chamada de ampola (Figura 3). Na Figura 4a é possível ver o corte transversal da ampola e seu conteúdo. No interior da ampola, e transversal ao sentido do canal semicircular, está o órgão terminal receptor da crista ampular. A crista contém as células ciliadas vestibulares. Os estereocílios das células ciliadas se estendem para uma massa gelatinosa parecida com uma tampa semipontuda, chamada de cúpula. Quando a cabeça gira em uma direção a inércia dos líquidos nos canais semicirculares fará com que o líquido fique estacionário, fazendo com que o canal semicircular gire com a cabeça. Esse processo faz com que haja a movimentação da endolinfa para dentro da ampola, fazendo com que a cúpula se incline para um lado como representado na Figura 4b (FULLER; PIMENTEL; PEREGOY, 2014). Quando isto ocorre os corpos celulares respondem e enviam informação por meio do ramo vestibular do nervo vestibuloclear para o encéfalo.

Os canais operam em pares simultaneamente e portanto, a rotação da cabeça em qualquer direção estimulará uma resposta nas duas células ciliadas do mesmo tubo semicircular de forma oposta (FULLER; PIMENTEL; PEREGOY, 2014), ou seja, com o movimento da cabeça, as cúpulas dos canais relacionados são deslocadas em uma direção push-pull (empurrar-puxar) para que um lado esteja excitado o outro deve estar inibido. A tontura, sensação inadequada do movimento, é a resposta do encéfalo para um desequilíbrio do sistema push-pull.

Figura 4 – Corte transversal da ampola



Fonte: Adaptado de (FULLER; PIMENTEL; PEREGOY, 2014)

#### 2.1.4 Manutenção do Centro de Gravidade

A manutenção do centro de gravidade (CdG) é sentida pela integração de três sistemas. O sistema visual, o sistema vestibular e o sistema somatossensorial. Nenhum sentido é unicamente responsável pela informação.

- A entrada visual é responsável por reconhecer o horizonte e, portanto, necessita de uma referência externa para suas sensações.
- A entrada vestibular é o resultado de uma referência interna à sensação de peso (gravidade) na mácula durante uma posição de repouso da cabeça.
- A entrada somatossensorial ganha informação de uma referência interna pela orientação de uma parte do corpo para a outra, por meio da posição e tônus dos músculos esqueléticos e da pressão na sola dos pés em uma superfície firme.

Não há uma combinação exata da contribuição dos três sistemas de entrada. Quando há uma ausência, tanto da informação visual como da somatossensorial, o sistema vestibular é utilizado. O sistema vestibular pode funcionar independentemente dos dois, pois seu interesse principal é controlar a posição da cabeça e dos olhos.

## 2.2 SISTEMA ÓPTICO

### 2.2.1 Olho humano

O olho é responsável pela detecção e formação de imagem do mundo, através da detecção da luz que permeia suas estruturas. Como pode ser visto na Tabela 1, se assemelha muito ao funcionamento de uma câmera fotográfica.

Tabela 1 – Comparaçao do olho humano com uma câmera fotográfica

Estruturas do Olho e Principais Funções	Estruturas da Câmera e Principais Funções
Pálpebras: proteção	Capa da lente: proteção
Túnica conjuntiva: proteção	Filtro da lente: proteção
Córnea e lente: focalizam os raios luminosos que entram	Sistema de lentes: focaliza os raios luminosos que entram
Íris e pupila: regulam a quantidade de raios luminosos que entram	Sistema de abertura variável: regula a quantidade de raios luminosos que entram
Esclera: contém e protege as estruturas internas do olho	Arcabouço da câmera: contém e protege as estruturas internas da câmera
Epitélio pigmentar: mantém o ambiente constantemente escuro dentro da cavidade posterior do bulbo do olho	Interior preto da câmera: mantém o ambiente escuro dentro da parte posterior da câmera
Retina: contém cones e bastonetes fotosensíveis que respondem aos raios luminosos	Filme: material coberto em um lado com emulsão fotosensível que registra uma imagem de raios luminosos

Fonte: Adaptado de (GRAAFF, 2003)

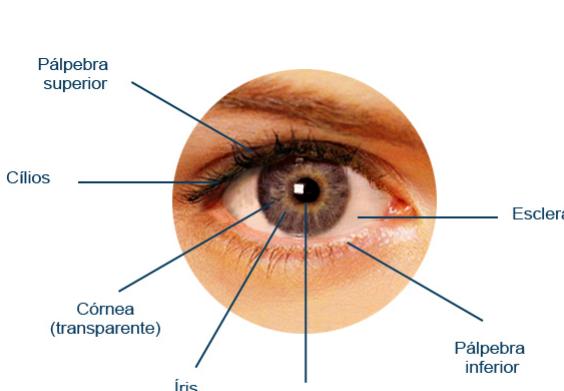
A tarefa do olho humano é converter as ondas de luz emitidas ou refletidas por objetos em impulsos elétricos, que são transportados pelo nervo óptico até o cérebro, portanto, o olho é um órgão que desenvolve tanto funções ópticas quanto neurais (KAHLE; FROTSCHER, 2003). Todas as informações fornecidas por este órgão fotorreceptor têm um papel dominante para a interpretação do mundo pelo ser humano.

Na Figura 5a pode ser visto os componentes externos do olho, e na Figura 5b podem ser vistas as estruturas que formam o sistema óptico interno. Cada estrutura interna é transparente e tem formato suave e uniforme, para não distorcer a imagem.

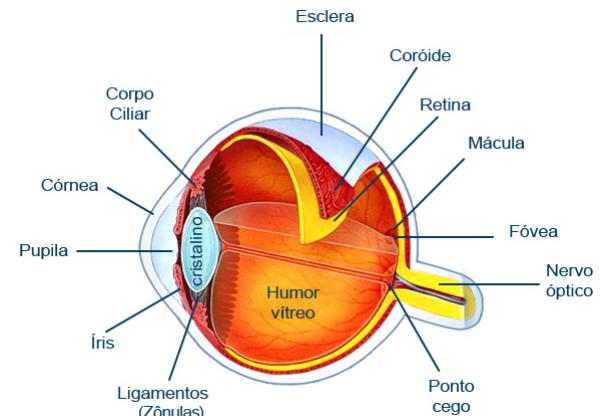
Segundo Fattini e Dangelo (2007) as principais partes da anatomia do olho são:

- Córnea: parte transparente mais externa do olho, forma uma cobertura protetora para a íris e a pupila, permite a entrada de luz no olho;
- Íris: é o colorido do olho, controla a entrada de luz no olho e a acuidade visual;

Figura 5 – Anatomia do olho humano



(a) Vista externa do olho humano.



(b) Corte transversal do olho humano.

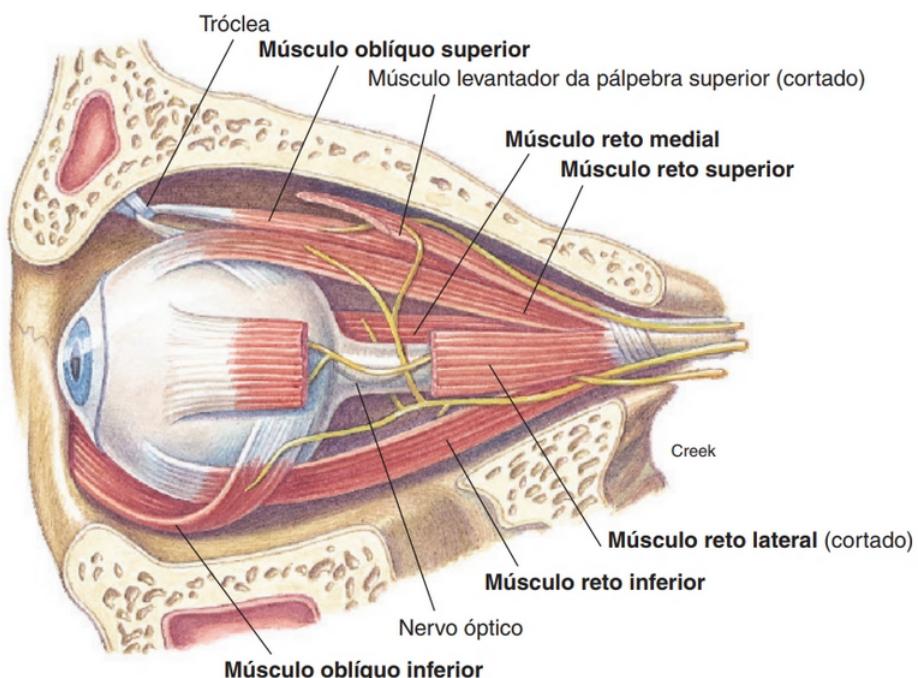
Fonte: Adaptado de (OPTIVISTA, 2017)

- Cristalino: localiza-se entre a íris e o humor vítreo, estrutura gelatinosa que permite a visão nítida em todas as distâncias. Quando olha-se para perto, aumenta o poder de refração tornando-se mais convergente, olhando-se para longe torna-se menos convergente diminuindo a refração;
- Músculo Ciliar: promove a acomodação do olho e o controle da quantidade de humor aquoso;
- Corpo Vítreo: ou humor vítreo, é uma substância totalmente transparente, responsável por preencher o globo ocular internamente, dando a ele a forma de esfera;
- Esclerótica: camada branca que envolve o globo ocular, armazena os músculos do bulbo ocular;
- Coroíde: membrana conjuntiva, localizada entre a esclerótica e a retina, liga o nervo óptico à ora serrata e nutre a retina;
- Retina: é composta por milhares de células fotosensoras, cones (que nos permitem a visão colorida) e bastonetes (visão preto e branco e noturna);
- Fóvea Central: região central da retina, é onde é formada a imagem a ser transmitida ao cérebro, através do encontro focal dos raios paralelos que penetram o olho;
- Nervo Óptico: grupo de fibras nervosas com algumas artérias, conduz as imagens captadas pela retina e fóvea para o córtex cerebral;
- Músculos Externos: são as musculaturas que conduzem os movimentos dos olhos.

## 2.2.2 Músculos oculares

Como pode ser visto na Figura 6, são seis os músculos extraoculares para cada olho, sendo quatro músculos retos e dois oblíquos. Conforme a localização em relação ao olho, temos: reto superior, reto inferior, reto lateral, reto medial, oblíquo superior e oblíquo inferior. Em meio o cone muscular encontra-se o nervo óptico (DANTAS, 2011).

Figura 6 – Músculos extrínsecos do bulbo do olho direito



Fonte: Graaff (2003)

Ainda que a estimulação de cada músculo cause um movimento preciso do bulbo do olho, a maioria dos movimentos, envolve a combinação de dois ou mais músculos. Os músculos extrínsecos do bulbo do olho são inervados por três nervos cranianos como podem ser vistos na Tabela 2.

## 2.2.3 Movimentos oculares

Para fazer o uso completo das capacidades visuais, o sistema de controle visual para direcionamento dos olhos é tão importante quanto a interpretação dos sinais visuais. Os movimentos de fixação são controlados por dois mecanismos neurais. Um que permite que a pessoa movimente os olhos voluntariamente chamado de mecanismo de fixação voluntária, estes são controlados pelo campo cortical localizado, bilateralmente nas regiões corticais pré-motoras dos lobos frontais como pode ser visto na Figura 7 e o segundo chamado de mecanismo de fixação

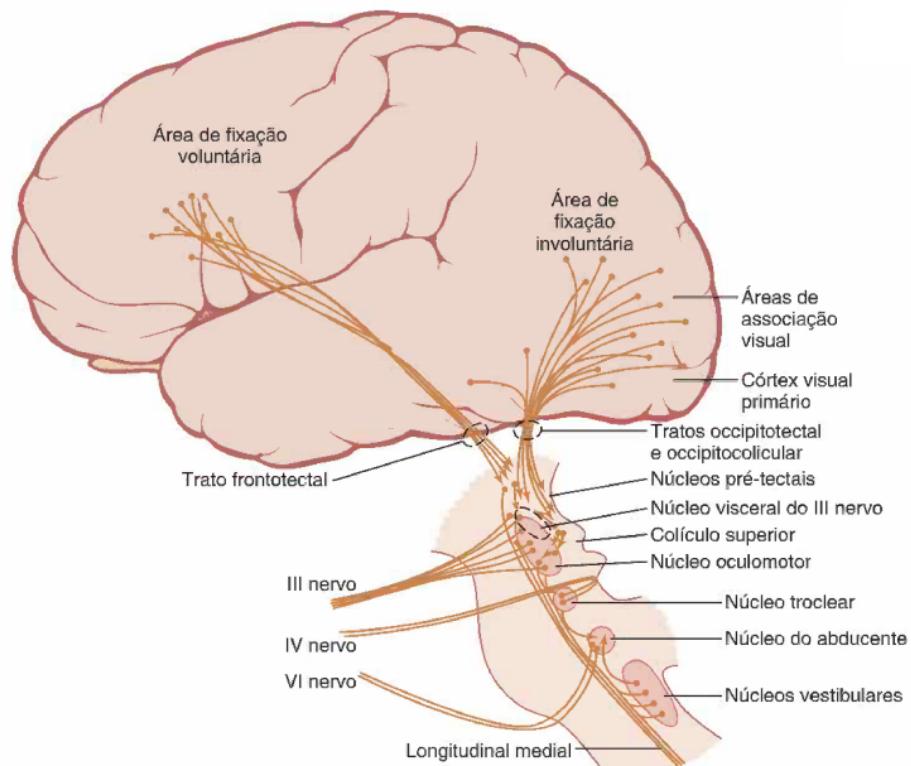
Tabela 2 – Músculos Extrínsecos do Bulbo do Olho

Músculo	Inervação	Movimento
Reto superior	Nervo oculomotor (III)	Roda o olho para cima e para a linha mediana
Reto inferior	Nervo oculomotor (III)	Roda o olho para baixo e para a linha mediana
Reto medial	Nervo oculomotor (III)	Roda o olho para a linha mediana
Reto lateral	Nervo abducente (VI)	Roda o olho afastando-o da linha mediana
Oblíquo superior	Nervo troclear (IV)	Roda o olho para baixo afastando-o da linha mediana
Oblíquo inferior	Nervo oculomotor (III)	Roda o olho para cima afastando-o da linha mediana

Fonte: Adaptado de (GRAAFF, 2003)

involuntária que mantêm os olhos fixos em um objeto, uma vez que ele tenha sido encontrado, este controlado por áreas visuais secundárias no córtex occipital. Os movimentos involuntários podem ser divididos em 4: movimentos de fixação, movimentos sacádicos, movimentos de perseguição e nistagmos.

Figura 7 – Vias neurais para controle do movimento dos olhos

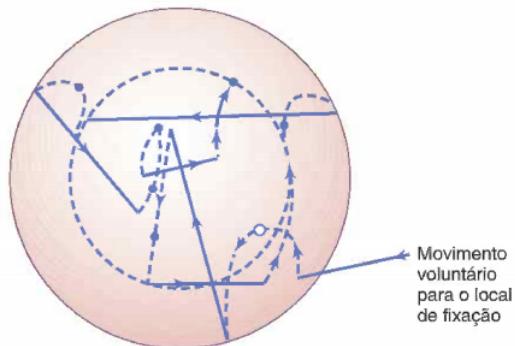


Fonte: Graaff (2003)

### 2.2.3.1 Movimentos de Fixação

Este mecanismo de movimentação dos olhos impede que o objeto abandone a porção foveal da retina. Os olhos possuem três tipos de movimentos contínuo: tremor contínuo, com velocidade 30 a 80 ciclos/s, causado por contração nos músculos oculares; deslocamento lento, um desvio lento dos globos oculares em uma direção ou em outra; movimentos rápidos, súbitos que são controlados pelo mecanismo de fixação involuntária. Toda vez que um ponto de luz se desvia para a margem da fóvea ocorre uma reação reflexa súbita deslocando este ponto para a longe da margem e retornando para o centro da fóvea. A Figura 8 mostra os movimentos de desvio e correção do ponto de luz.

Figura 8 – Movimentos de desvio e correção de um ponto de luz



Fonte: Graaff (2003)

### 2.2.3.2 Movimentos Sacádicos

Geralmente ocorrem em cenas de movimentação contínua, como por exemplo quando o indivíduo está dentro de um ônibus olhando para fora. Os olhos se fixam em um detalhe após o outro com uma frequência média de duas a três vezes por segundo. Estes saltos são chamados de sacadas e os movimentos chamados de movimentos optocinéticos. As sacadas podem ser voluntárias (como quando o indivíduo está lendo) ou reflexas (como é o caso das fases rápidas do nistagmo vestibular e optocinético). As sacadas ocorrem tão rapidamente que apenas 10% do tempo é gasto para movimentar os olhos e os outros 90% são gastos nos pontos de fixação. Neste momento o cérebro suprime a imagem visual, durante as sacadas, assim a pessoa não tem consciência dos movimentos de ponto a ponto.(GUYTON; HALL, 2011).

### 2.2.3.3 Movimentos de Perseguição

O movimento de perseguição é caracterizado pela fixação dos olhos num objeto em movimento. Normalmente ocorre após uma sacada inicial que é usada para localizar o objeto, e após isso, de modo automático os olhos detectam o trajeto do movimento do objeto e, depois, rapidamente desenvolve um trajeto semelhante do movimento para os olhos assim perseguindo o curso do objeto. Quanto mais tempo perseguindo o objeto mais suave e precisos são os movimentos dos olhos. Isto demonstra alto grau de capacidade computacional subconsciente automática pelo sistema de perseguição para controle dos movimentos oculares (GUYTON; HALL, 2011).

### 2.2.3.4 Movimentos Vestíbulo-oculares

O movimentos vestíbulo-ocular é um movimento ocular reflexivo que estabiliza a visão durante o movimento de cabeça, produzindo um movimento ocular na direção oposta ao movimento da cabeça. Os canais semicirculares do sistema vestibular detectam a rotação da cabeça, informam o SNC que dispara um movimento compensatório dos olhos (FULLER; PIMENTEL; PEREGOY, 2014). Pode-se dizer então que os movimentos vestíbulo-oculares, são um mecanismo que funciona para estabilizar o olhar e garantir nitidez durante os movimentos da cabeça. Mais especificamente a função do movimento vestíbulo-ocular é combinar a velocidade do olho à velocidade da cabeça, numa tentativa de manter a imagem do mundo exterior estacionária na retina. Movimentos compensatórios dos olhos produzidos como os vestíbulo-oculares são muito mais rápidos (cerca de 16 ms) do que movimentos associados somente com o uso do sistema visual (cerca de 70 ms) (LEIGH; ZEE, 2015).

## 2.3 NISTAGMO

No nistagmo, os movimentos involuntários dos olhos podem assumir várias direções e diferentes velocidades, sem que seja possível que o paciente fixe o olhar num dado objeto. Como resultado, ambos os olhos são incapazes de fixar de uma forma estável os objetos que o paciente tenta observar e consequentemente são provocados problemas na sua visão (MARTINS et al., 2016).

O nistagmo nem sempre se revela da mesma forma. O nistagmo manifesto está presente em todos os momentos, enquanto o nistagmo latente manifesta-se apenas quando um olho é coberto, o nistagmo manifesto-latente está continuamente presente, piorando, no entanto quando

um olho é coberto. Os movimentos inconscientes dos olhos podem também depender dos movimentos da cabeça. O nistagmo patológico ocorre quando há movimentos involuntários dos olhos quando a cabeça está imóvel (DANTAS, 2011).

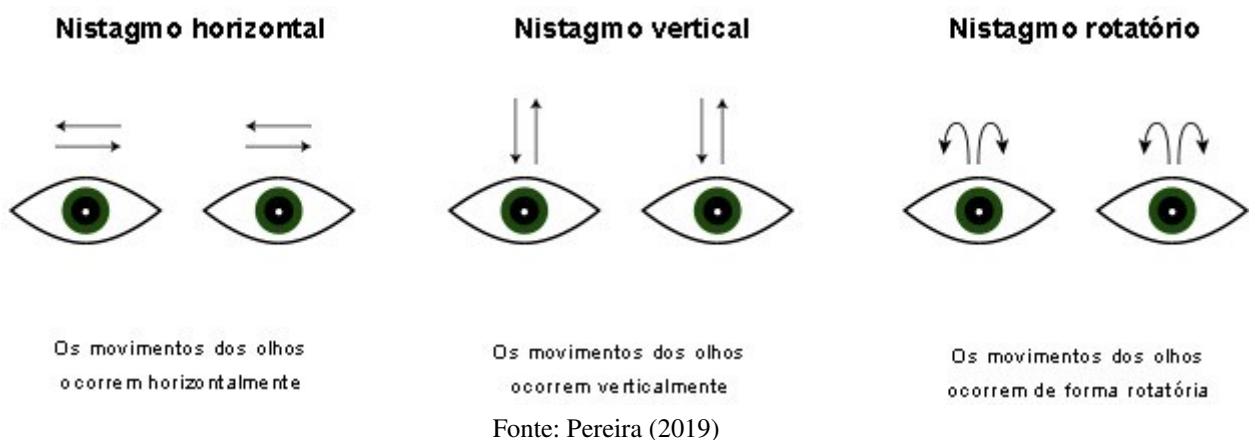
### 2.3.1 Classificação

Normalmente, os movimentos involuntários ocorrem em ambos os olhos, nestes casos, classificado como nistagmo bilateral, porém ainda pode ocorrer apenas em um olho, sendo neste caso denominado de nistagmo unilateral.

É diagnosticado um nistagmo pendular se a velocidade do movimento dos olhos é a mesma em ambas as direções. Se por outro lado, os olhos se movem lentamente numa direção e rapidamente para a outra direção se refere a um nistagmo vestibular, também conhecido como nistagmo tipo Jerk. Pode, ainda, ocorrer o nistagmo misto se ocorre um nistagmo tipo "Jerk" no olhar lateral e se na posição primária é do tipo pendular. Nos casos de nistagmo tipo jerk ainda é possível classificá-lo quanto a direção, que é definida pela direção da fase rápida. Se o olho se move rapidamente para o lado esquerdo e posteriormente volta lentamente para a direita, caracteriza-se como um nistagmo esquerdo. Se em sentido inverso o olho move-se rapidamente para o lado direito e posteriormente volta lentamente para a esquerda, caracteriza-se como um nistagmo direito (MEZZALIRA et al., 2014).

Ainda é possível classificar os nistagmos referente ao sentido que os olhos se movem como pode ser visto na Figura 9.

Figura 9 – Tipos de Nistagmo



- Nistagmo Horizontal: os movimentos dos olhos ocorrem de um lado para o outro no sentido horizontal

- Nistagmo Vertical: os movimentos dos olhos ocorrem para cima e para baixo no sentido vertical
- Nistagmo Rotatório: os movimentos dos olhos ocorrem de uma forma rotativa ou circular

#### 2.3.1.1 Nistagmo vestibular

O nistagmo pode estar presente em indivíduos fisiologicamente normais com os olhos fechados. No entanto com os olhos abertos em sua grande maioria tem origem de um distúrbio vestibular (GANANÇA et al., 2017). Por isso no presente trabalho, serão aprofundados os nistagmos vestibulares que possuem características bem definidas.

O nistagmo vestibular é um tipo de nistagmo relacionado com o ouvido interno. É um nistagmo rítmico devido à alteração do fluxo dos músculos vestibulares no centro do olhar horizontal. Contudo o nistagmo é um elemento de grande importância no estudo de síndromes vestibulares. O nistagmo vestibular é decorrente de lesões do sistema vestibular, no qual os movimentos dos olhos são desiguais nas duas direções, distinguindo-se uma contração lenta e outra rápida e em sentido contrário. O nistagmo é um elemento de grande importância no estudo de síndromes vestibulares. O nistagmo vestibular é decorrente de lesões do sistema vestibular, no qual os movimentos dos olhos são desiguais nas duas direções, distinguindo-se uma contração lenta e outra rápida e em sentido contrário (DANTAS, 2011).

Os nistagmos vestibulares ainda podem ser subdivididos em dois, o periférico e o central:

Periférico: A compensação vestibular é a sequência de eventos que ocorrem após uma lesão do sistema vestibular. Após uma lesão do sistema vestibular há uma perda da atividade do sistema vestibular do lado da lesão. O SNC lê a diferença de potencial entre os dois lados, portanto, o silêncio de um dos lados é comparado à atividade de repouso do núcleo do outro lado, e a diferença de potencial entre eles é interpretada como um giro rápido de cabeça. O cérebro responde com um movimento corretivo do olho. Especificamente o nistagmo vestibular é um movimento ocular bifásico, iniciado por uma componente lenta (fase vestibular) seguido por outra componente rápida (correção central), movimento esse que é a expressão da diferença de potencial observada entre os núcleos vestibulares (MEZZALIRA et al., 2014), além disto podem acontecer em um ou ambos olhos, sincronizados, em sentido horizontal, vertical ou ainda rotatórios.

Central: Diferente dos periféricos geralmente apresenta movimentação ocular variada. Além disso nestes casos a lesão costuma se localizar na região do cérebro, mais precisamente em sua parte interna, onde se situa o sistema vestibular de caráter central e não nos canais semicirculares como no periférico.

### **2.3.2 Sintomas**

É notório que o principal sintoma é a movimentação dos olhos involuntariamente, no entanto, segundo Dantas e Monteiro (2009), atrelado a este sintoma podem aparecer outros:

- Problemas com surdez e zumbidos: podem ocorrer principalmente no nistagmo vestibular periférico. Este zumbido não são recorrentes de um fator externo, nesse caso o próprio nistagmo é responsável por ele.
- Problemas com tontura: podem surgir devido a lesão na região do sistema vestibular.
- Problemas com vertigem: sensação de que está girando pode em casos de nistagmo, a depender da espécie de lesão que afetou o paciente.
- Problemas com sensibilidade: em alguns casos é possível que o paciente fique mais sensível à luz.
- Problemas de percepção: o paciente pode ter também a sua capacidade de percepção ligada a profundidade significativamente afetadas. Isso ocorre principalmente quando o cérebro não recebe imagens compatíveis com a distância. Isto é causado pela instabilidade dos olhos em focar um ponto.
- Problemas para enxergar em ambientes escuros: é possível que o paciente venha a sentir dificuldade para enxergar em locais de pouca iluminação.
- Falsas sensação de tremor: devido ao rápido movimento dos olhos, de forma repetida e involuntária o paciente pode vir a sentir a sensação de tremor
- Problemas com falta de equilíbrio: como o sistema vestibular tem a responsabilidade de regular e manter o equilíbrio corporal, uma lesão nesse sistema, pode causar ao paciente desequilíbrio.

### **2.3.3 Diagnóstico**

Apesar de o nistagmo ser muito perceptível o diagnóstico deve ser dado por um profissional especializado tais como: neurologia, clínico geral ou ainda um profissional de oftalmo-

logia.

Ainda que seja de fácil diagnóstico o importante é saber a causa do nistagmo, para tal o profissional necessita de algumas informações do paciente. Entre as mais solicitadas estão:

- Histórico médico do indivíduo;
- Momento em que o problema começou a surgir;
- Constância do problema: intercalado ou prolongado;
- Prováveis circunstâncias que provocam ou melhoram o problema;
- Provável existência de problemas adicionais como a tontura, o desequilíbrio ou dificuldade para ouvir, contemplando a surdez.

Como existem diversos tipos de nistagmo se faz necessário utilizar alguns mecanismos que ajudem a descobrir exatamente qual o tipo que está afetando o paciente. Dentre os métodos mais utilizados estão:

- Eletronistagmografia: Através deste exame é possível fazer uma avaliação sobre os movimentos realizados pelos olhos por intermédio de variadas gravações, inclusive este método permite também fazer um teste sobre o sistema vestibular propriamente dito. Com ele é possível não só descobrir se existe um possível nistagmo, como também ajuda a saber se existem outras complicações associadas a problemas de tontura, falta de equilíbrio e até mesmo vertigem (GANANÇA; CAOVILLA; GANANÇA, 2010).
- Videonistagmografia: Esse exame apresenta funções similares ao do exame anterior. Para realiza-lo é utilizado câmeras de tamanho pequeno, a fim de que se capture um vídeo mais amplo e preciso para se estudar e analisar se existe de fato algum problema com nistagmo (GANANÇA; CAOVILLA; GANANÇA, 2010) este método será abordado mais afundo na sessão 2.4.
- Tomografia Computadorizada: Esse método é comum para se descobrir as diversas causas decorrentes de problema com nistagmo, que podem estar ligadas à região cerebral, desde a existência de tumor até mesmo de lesão na região em questão. Geralmente solicita-se esse exame, quando os outros mencionados anteriormente por si só não conseguem descobrir os fatores que possam estar ocasionando o problema (BURGUEÑO-MONTAÑÉS; COLUNGA-CUEVA, 2014).

- Ressonância Magnética: A ressonância trata-se de um exame que assim como a tomografia visa descobrir os fatores principais ligados a existência do nistagmo. Quando os exames já feitos não são suficientes para descobrir a verdadeira causa, a ressonância é mais um novo método utilizado para aprofundar as análises sobre o caso (BRAGA; JUNIOR; LAMBERTUCCI, 2003)

O especialista ainda irá fazer uma análise do nistagmo para saber o sentido, a direção do estágio lento e do rápido, se há presença de latência e fatigabilidade. Isto dará ao especialista ferramentas para um diagnóstico correto do problema.

#### **2.3.4 Tratamento**

O nistagmo em si não é uma doença mas, um sintoma, o tratamento se resume em tratar o problema que causou o nistagmo. Quando não é possível tratar a doença, para diminuir a ocorrência dos movimentos involuntários do olho, o oftalmologista pode indicar o uso de alguns medicamentos que podem atuar diretamente do sistema neurotransmissor, além de poder ser recomendado o uso de lentes de contato. Em casos mais graves, quando os movimentos involuntários são muito frequentes e acontecem independente da posição da cabeça, pode ser necessária a realização de cirurgia para alterar a posição dos músculos que são responsáveis por mover o olho, melhorando, assim, a capacidade de focalização em objetos, além de melhorar a capacidade visual (DANTAS, 2011).

#### **2.4 VIDEONISTAGMOGRAFIA**

A videonistagmografia é um sistema de registro e análise de imagens computadorizado que utiliza o princípio da captação dos movimentos oculares por meio de sensores infravermelhos colocados em óculos especiais, afim de estudar o reflexo vestibulocular. Se baseia na detecção da posição da pupila por meio de câmeras de vídeo (MONTEIRO et al., 2008). Na Figura 10 pode ser visto um exame de videonistagmografia sendo feito em um paciente.

O registro e análise dos dados dos movimentos oculares se tornou uma prática de rotina quando se trata de pacientes com vertigem e distúrbios do equilíbrio corporal. É evidente que o armazenamento das imagens do nistagmo é muito vantajosa comparado a simples observação dos olhos do paciente pois permite reconhecer um movimento ocular anormal e quantificá-lo, armazenar, recuperar e comprar testes sucessivos. Com o registro das imagens possibilita a medida de parâmetros não observados a olho nu como velocidade da componente lenta dos

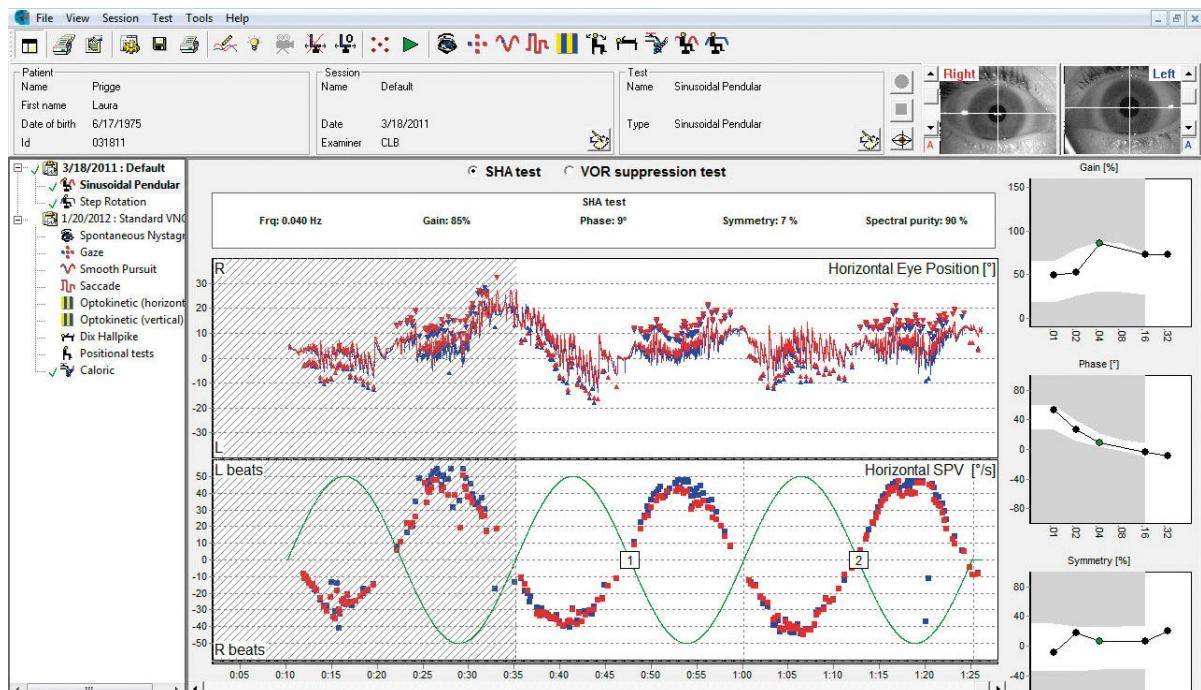
Figura 10 – Realização de um exame de VNG



Fonte: Monteiro et al. (2008)

diversos tipos de nistagmo, latência, precisão e velocidade das sacadas, ganho do rastreio ocular e do nistagmo optocinético (GANANÇA; CAOVILLA; GANANÇA, 2010). Na Figura 11 pode ser visto o software de VNG da empresa Interacoustics®. Os gráficos no centro da tela representam o movimento ocular do paciente no momento do exame de videonistagmografia.

Figura 11 – Software de Videonistagmografia da empresa Interacoustics



Fonte: Interacoustics (2013)

Contudo, o paciente que se dispuser a fazer a VNS deve evitar a ingestão de álcool

ou cafeína, assim como evitar o uso de maquiagem ou cremes na face, pois podem interferir na captação de imagens no exame. Ainda há limitações quanto a fazer o exame com pouca colaboração ou falta de atenção do paciente, por isso é contra indicado nos casos do paciente ser uma criança. Ainda é contraindicado nos casos em que o paciente tenha ptose palpebral ou outras doenças oculares, uma vez que a captação da pupila pela câmera se torne difícil (MONTEIRO et al., 2008).

#### **2.4.1 Métodos para a indução do nistagmo**

Muitas vezes é necessário fazer testes ou manobras para que o nistagmo se manifeste. Existem diversos métodos que podem ser aplicados junto à VNS:

##### **2.4.1.1 *Head Thrust Test***

O teste denominado *Head Thrust Test* é largamente aceito como ferramenta clínica para avaliar a função dos canais semicirculares. Neste teste é realizado um movimento horizontal curto ( $5^{\circ}$  a  $15^{\circ}$ ) e rápido ( $3000^{\circ}/s$ ) executado pelo médico na cabeça do paciente. Na realização dos movimentos em um paciente normal, os olhos tendem a seguir no sentido oposto com a mesma amplitude do movimento (SCHUBERT; MINOR, 2004).

##### **2.4.1.2 *Head Shaking Induced Nystagmus***

Esta consiste em quantificar o nistagmo dos olhos durante o movimento de negação, com a cabeça flexionada  $30^{\circ}$  para baixo. Pontos de fixação visual podem extinguir o nistagmo. Com o intuito de obter-se apenas os movimentos de olhos gerados pelo reflexo vestíbulo ocular, o teste é aplicado com os olhos do paciente isolados da luz visível e iluminados por luz infravermelha (SCHUBERT; MINOR, 2004).

##### **2.4.1.3 Manobra de Dix-Hallpike**

A manobra tem a intenção de movimentar a cabeça do paciente para que haja um deslocamento da endolinfa e, consequentemente, ative as células ciliadas do canais semicirculares. Nesta manobra, o paciente fica inicialmente sentado, com a cabeça rodada lateralmente, em aproximadamente 45 graus, como na Figura 12a. Com o especialista segurando a cabeça do paciente, então o especialista faz um brusco e rápido movimento de deitar, em decúbito dorsal horizontal demonstrado na Figura 12b. Ao ser deitado e não havendo uma base para fixar a cabeça, esta fica pendida aproximadamente 30 graus para trás. Então, o paciente fica imobilizado

nessa posição, com os olhos abertos e olhar fixo. Alguns segundo após a manobra ocorre um nistagmo evidente (DANTAS, 2011). Este tempo e a direção do nistagmo são muito importantes para o correto diagnóstico.

Este não só é o método mais usado mas também o mais confiável (AKIN; DAVENPORT, 2003). Quanto ao bem-estar do paciente, ele se mostra mais confortável, comparado a outros como o teste calórico. Deste modo o dispositivo aqui descrito será para ser usado me conjunto com a manobra de Dix-Hallpike.

Figura 12 – Manobra de Dix-Hallpike



Fonte: Adaptado de (BHATTACHARYYA et al., 2008)

## 2.5 PESQUISAS RELACIONADAS

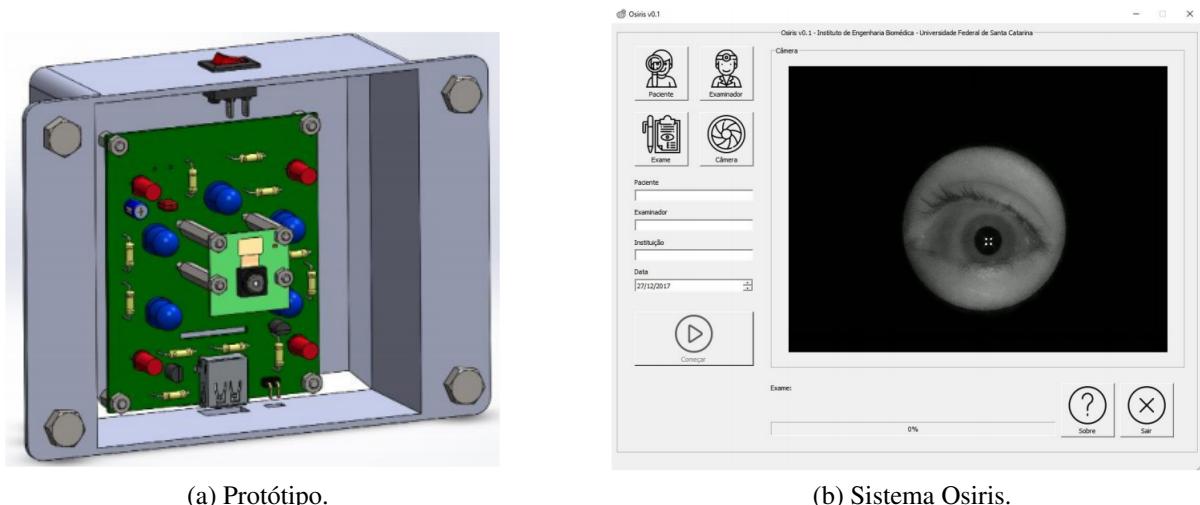
O presente trabalho baseia-se em Scolaro (2005), trabalho de conclusão do curso de Ciência da Computação nas Faculdades Integradas da Rede de Ensino UNIVEST, intitulada "Sistema de Eletronistagmografia Computadorizado". Em seu trabalho Scolaro propõe um sistema de captura de sinais de eletronistagmografia computadorizado, afim de capturar os sinais bioelétricos de eletrooculograma (EOG) e distinguir o nistagmo caso ocorra.

Outro trabalho a se considerar é o trabalho de Ganança, Caovilla e Ganança (2010), artigo submetido a revista *Brazilian journal of otorhinolaryngology*, intitulado "*Electronystagmography versus videonystagmography*". Neste artigo os autores fazem uma busca profunda e comparativa entre os sistemas de ENG e VNG, chegando a conclusão que apesar de a ENG ainda ser amplamente aplicada, vem sendo substituída gradativamente pela VNG que por ser um método computadorizado que não utiliza eletrodos não sofre interferências por atividade

elétrica muscular e ruídos elétricos do ambiente. Contudo a ENG ainda será aplicada apenas em raros casos que impeçam o uso da VNG.

Um dos trabalhos mais recentes relacionados a aquisição de imagens dos olhos é o trabalho de Mota (2018) apresentado na Figura 13, trabalho de conclusão do curso de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), intitulado Desenvolvimento de Dispositivo Portátil para Aquisição de Imagens de Pupilometria Dinâmica para Diagnóstico Precoce de Neuropatia Autonômica em Pacientes com Diabetes. A pesar de não se relacionar diretamente ao presente trabalho em relação a nistagmografia o trabalho de Mota é muito relevante relacionado aos cuidados ao se desenvolver um equipamento médico que emitem radiação visível ou não visível na direção dos olhos do paciente visando sempre se adequar a norma IEC-62471.

Figura 13 – Sistema proposto por Mota (2018)



Fonte: Mota (2018)

### 3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O presente capítulo irá apresentar ao leitor uma introdução aos principais conceitos e técnicas utilizados no trabalho.

#### 3.1 PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS

Em geral, a imagem pura, recém adquirida pelo dispositivo de captura, necessita de transformações e realces que a torne mais adequada para que se possa extrair o conteúdo de informação desejada com maior eficiência. O Processamento Digital de Imagens (PDI) é uma área em que imagens são convertidas em matrizes de números inteiros, sendo que cada elemento desta matriz é composta por um elemento fundamental: o *pixel* (uma abreviação de *picture element*).

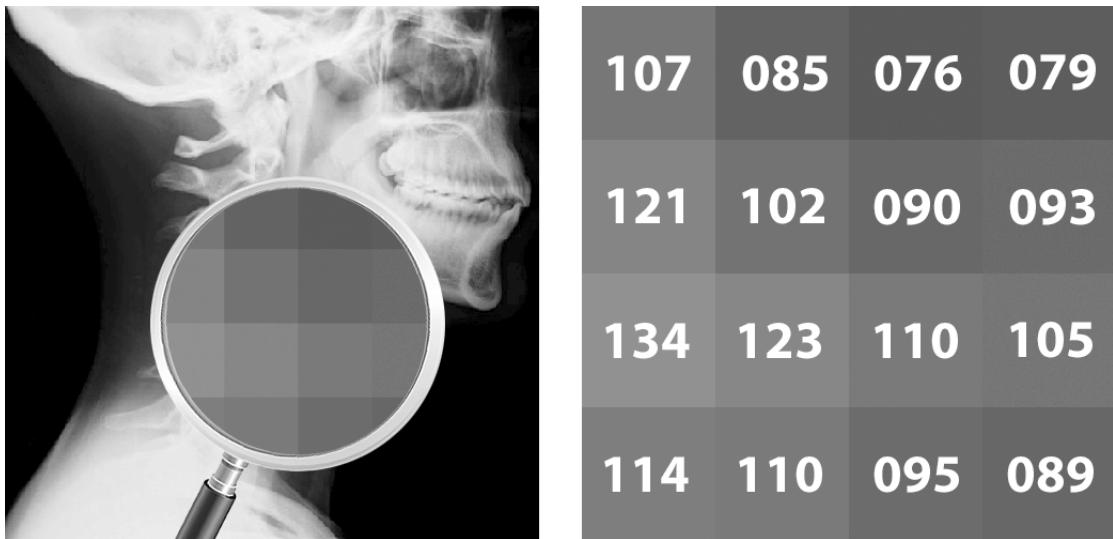
Então pode-se assim dizer que uma imagem monocromática é uma função bidimensional  $f(x, y)$  da intensidade luminosa, onde x e y denotam coordenadas espaciais como representado no equação 3.1.

$$f(x, y) = \begin{bmatrix} f(0, 0) & f(0, 1) & \cdots & f(0, N - 1) \\ f(1, 0) & f(1, 1) & \cdots & f(1, N - 1) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ f(M - 1, 0) & f(M - 1, 1) & \cdots & f(M - 1, N - 1) \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

O valor de  $f$  no ponto  $(x, y)$  é proporcional ao brilho (ou nível de cinza) da imagem neste ponto, como ilustrado na Figura 14. Esta figura apresenta uma região em destaque em que se pode observar os *pixels* e os níveis de cinza ou níveis de luminância de cada um deles, já imagens coloridas, ao invés da intensidade de luz ser representado por um único valor, cada *pixel* armazena um vetor de três posições, um para cada plano de cor (vermelho, verde e azul) representado por:  $f(x, y) = (R, G, B)$

A partir destas matrizes de *pixels* que representa a imagem, diversos tipos de processamento digital podem ser implementados por algoritmos computacionais. A aplicação destes algoritmos realizam as transformações matemáticas necessárias para que se possa, por exemplo, obter uma imagem com os realces pretendidos ou extrair atributos ou informações pertinentes como será visto nas próximas sessões deste capítulo.

Figura 14 – Imagem em escala de cinza



Fonte: Barelli (2019)

### 3.1.1 Histograma

O histograma de cores de uma imagem é a distribuição de frequência dos níveis de cinza em relação ao número de amostras. Essa distribuição nos fornece informações sobre a qualidade da imagem, principalmente no que diz respeito à intensidade luminosa e ao contraste. Além disso o histograma é bastante utilizado na etapa de segmentação, principalmente em técnicas que se utilizam da similaridade entre *pixels*.

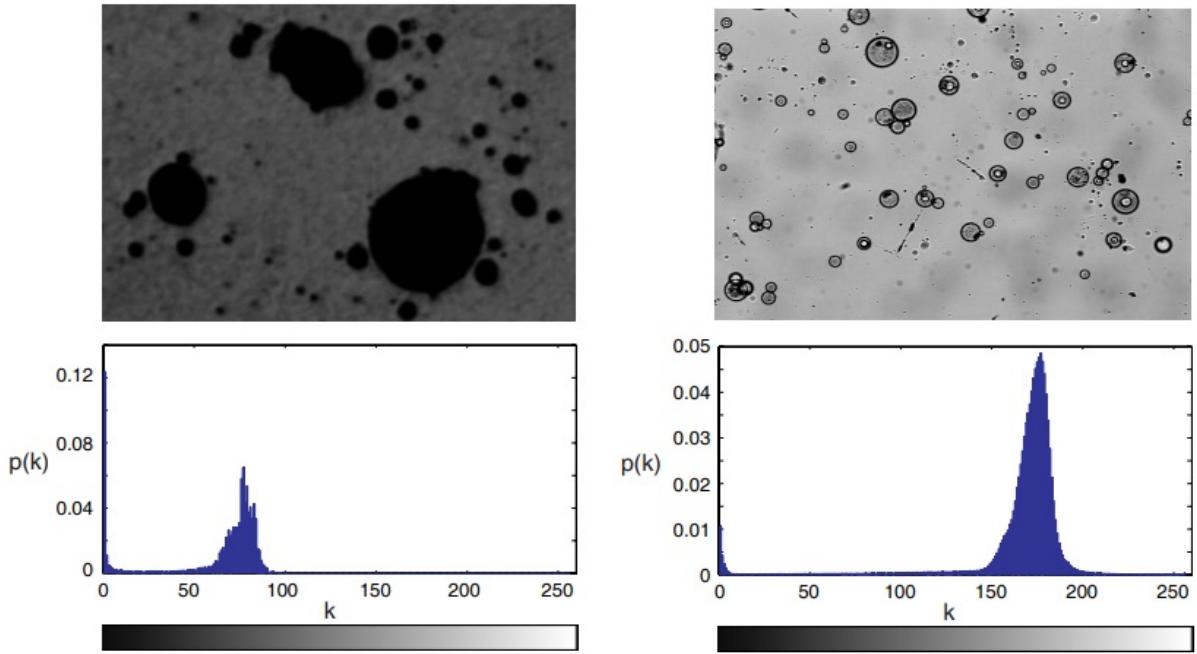
Matematicamente o histograma de uma imagem digital com  $k$  níveis de luminância é definido pela função discreta 3.2 em que o argumento  $k$  representa os níveis de luminância discretos,  $n_k$  representa o número de *pixels* na imagem com intensidade  $k$  e  $n$  é o número total de *pixels* da imagem, ou seja,  $n = M * N$ .

$$p(k) = \frac{n_k}{n} \quad (3.2)$$

De forma simplificada, podemos afirmar que o histograma de uma imagem representa a contagem dos níveis de luminância, podendo informar a distribuição dos *pixels* dentro dos  $k$  níveis possíveis. O histograma pode ser considerado como uma função distribuição de probabilidades, obedecendo aos axiomas e teoremas da teoria de probabilidades,  $\sum_k p(k) = 1$ .

Na Figura 15a pode ser visto uma imagem com baixo contraste e seu histograma e na Figura 15b uma imgem com alto contraste e seu histograma.

Figura 15 – Exemplo de imagens com histogramas diferenciados.



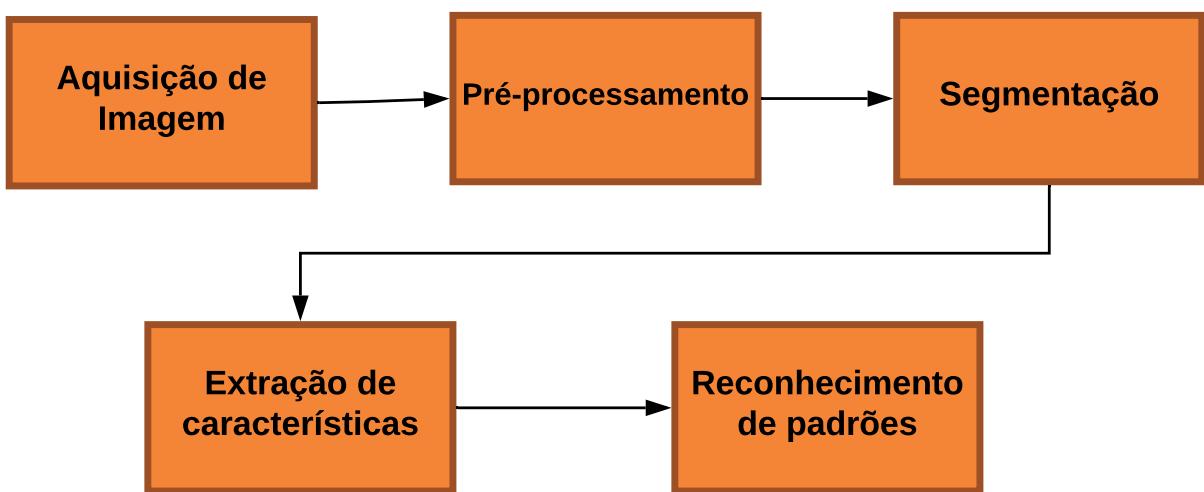
(a) Imagem de baixo contraste e seu histograma de luminância.  
(b) Imagem de alto contraste e seu histograma de luminância.

Fonte: Adaptado de (ESQUEF, 2002)

### 3.1.2 Etapas de um sistema de processamento digital de imagens

Um sistema de processamento de imagens geralmente é constituído das etapas: aquisição, pré-processamento, segmentação, extração de características e reconhecimento de padrões como ilustra a Figura 16.

Figura 16 – Fluxo de um sistema PDI



Fonte: o autor.

### 3.1.2.1 Aquisição de Imagem

As imagens são produzidas por uma variedade de dispositivos físicos, tais como câmeras, equipamentos de radiografia, microscópios eletrônicos, radares, equipamento de ultra-som, entre vários outros. A produção e utilização de imagens podem ter diversos objetivos, que vão do puro entretenimento até aplicações militares, médicas ou tecnológicas. O objetivo da análise de imagens, seja por um observador humano ou por uma máquina, é extrair informações úteis e relevantes para cada aplicação.

### 3.1.2.2 Pré-processamento

As técnicas de pré-processamento têm a função de melhorar a qualidade da imagem. Para realçar esses objetos, existem inúmeros procedimentos que podem ser realizados, como operações aritméticas, operações geométricas, métodos para ajuste de contraste e tratamento de ruído. Estas técnicas envolvem duas categorias principais: métodos que operam no domínio espacial e métodos que operam no domínio da frequência. É comum para realçar determinadas características de uma imagem, combinar vários métodos que estejam baseados nestas duas categorias.

### 3.1.2.3 Segmentação

A segmentação de objetos em imagem é uma das principais etapas de um sistema de PDI. Essa etapa consiste em separar somente a área que representa o objeto de interesse em uma nova imagem, excluindo também o segundo plano dessa região. Neste caso o primeiro plano comumente denominado de "objeto" e o segundo plano de "fundo".

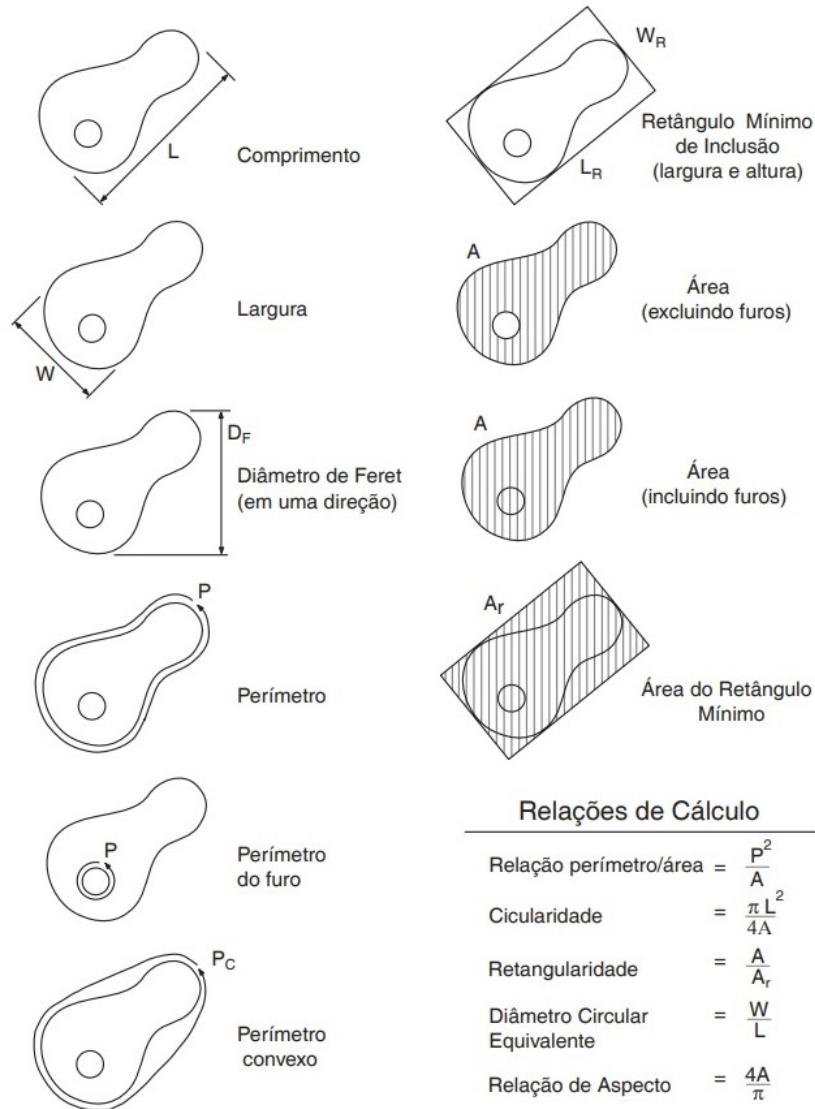
A segmentação é o primeiro passo para que se possa extrair características do objeto. Deve ser ressaltado ainda que não existe um modelo formal para a segmentação de imagens. A segmentação é um processo empírico e adaptativo, procurando sempre se adequar às características particulares de cada tipo de imagem e aos objetivo que se pretende alcançar.

### 3.1.2.4 Extração de características

A extração de características de um objeto em uma imagem é um procedimento fundamental de qualquer sistema PDI. Ela consiste em obter informações que tornam possível classificar ou identificar um objeto.

As características de um objeto podem ser classificadas em categorias, sendo as principais: características de aspecto, dimensionais, inerciais e topológicas. A Figura 17 representa algumas das características que podem ser extraídas de objetos de imagens computadorizadas.

Figura 17 – Características de um objeto



Fonte: Esquef (2002)

### 3.1.2.5 Reconhecimento de padrões

Nos sistemas baseados PDI, as técnicas de reconhecimento de padrões são essenciais, pois possibilitam a classificação automática de um objeto de interesse. Em outras palavras, essas técnicas permitem que computadores enxerguem o mundo à nossa volta, reconhecendo placas, peças, caracteres, faces humanas e outros objetos.

A classificação é feita através das características extraídas do processo anterior. O algoritmo que classifica o objeto a partir de suas características é conhecido como classificador.

Existem diversos tipos de algoritmos classificadores, cada qual com suas peculiaridades mas os mais populares em sistemas de PDI são os Bayesianos, o K-NN (K-Nearest Neighbor), a Lógica Nebulosa e as Redes Neurais Artificiais.

Os classificadores podem ser avaliados quanto à velocidade de execução e a capacidade de fazer classificações corretas e outros parâmetros, entretanto, todos apresentam vantagens e desvantagens para cada problema específico de classificação. Consequentemente, fica a cargo do desenvolvedor decidir qual implementar.

### 3.2 PYTHON

Para elaboração do software de nistagmografia foi escolhida a linguagem Python em sua versão 3.5. Entre outros motivos a escolha se deve ao grande crescimento da linguagem que de acordo com o índice TIOBE já ultrapassa o uso de linguagens consagradas como C++, C# e Javascript como pode ser visto na Figura 18.

Figura 18 – Índice TIOBE, março de 2019

Mar 2019	Mar 2018	Change	Programming Language	Ratings	Change
1	1		Java	14.880%	-0.06%
2	2		C	13.305%	+0.55%
3	4	▲	Python	8.262%	+2.39%
4	3	▼	C++	8.126%	+1.67%
5	6	▲	Visual Basic .NET	6.429%	+2.34%
6	5	▼	C#	3.267%	-1.80%
7	8	▲	JavaScript	2.426%	-1.49%
8	7	▼	PHP	2.420%	-1.59%
9	10	▲	SQL	1.926%	-0.76%
10	14	▲	Objective-C	1.681%	-0.09%

Fonte: TIOBE (2019)

Python é uma linguagem de programação de altíssimo nível (VHLL – Very High Level Language), criada pelo holandês Guido Van Rossum sob o ideal de ‘Programação de Computadores para todos’. Este ideal fez com que o desenvolvimento de Python estivesse sempre focado em três pilares principais (ROMANO, 2015):

**Liberdade:** Python é gratuito e de código aberto;

**Disponibilidade:** Python é compatível com os sistemas Windows, Linux e Macintosh, além de rodar em celulares;

**Clareza:** Python possui uma sintaxe muito clara e de fácil compreensão, gerando uma alta produtividade comparado a outras linguagens.

Outra grande vantagem do Python em relação a linguagens mais difundidas é que menos código precisa ser escrito para ter o mesmo resultado. Um programa em Python tem tipicamente um quinto a um terço do tamanho do código Java ou C ++ equivalente. Isso significa que o trabalho é feito mais rápido (ROMANO, 2015).

O Python possui uma vasta coletânea de bibliotecas oficiais. Contudo, ainda, a comunidade Python em todo o mundo mantém um conjunto de bibliotecas de terceiros, adaptadas a necessidades específicas, que podem ser acessadas e baixadas pelo gerenciador, que é instalado juntamente com o Python. Portanto para potencializar a linguagem Python com ferramentas que podem facilitar o desenvolvimento de sistemas PDI, algumas bibliotecas foram usadas. As bibliotecas são pacotes com funções que não são nativas da linguagem. A Tabela 3 apresenta as bibliotecas utilizadas para o desenvolvimento do sistema de videonistagmografia.

Tabela 3 – Bibliotecas Python utilizadas

Nome	Arquivo	Descrição
OpenCV	cv2	Ferramentas para processamento de imagens.
Numpy	numpy	Ferramentas para trabalhar com arranjos, vetores e matrizes.
Tkinter	tk	Ferramenta para criação de interfaces gráficas.
Pillow	pl	Ferramentas para processamento de imagens.
Matplotlib	mplib	Ferramentas para gerar gráficos.
Pi Camera	picamera	Ferramenta para se trabalhar com a câmera Pi Camera.

Fonte: o autor.

### 3.2.1 OpenCV

Para o processamento das imagens no presente trabalho foi utilizado a biblioteca de funções de visão computacional e aprendizado de máquinas com código aberto denominada *Open Source Computer Vision Library* (OpenCV). O pacote OpenCV possui licença BSD (Berkeley Source Distribution), ou seja, software de licença gratuita. Esta biblioteca é uma coletânea de mais 2500 algoritmos otimizados e de constantemente atualizados pela comunidade de mais de

47 mil usuários para os mais diversas aplicações de processamento de imagens e inteligência artificial.

Entre as empresas mais conhecidas que fazem o uso desta biblioteca estão: Google, Yahoo, Microsoft, Intel, IBM, Sony, Honda e Toyota além de muitas outras que estão entrando no mercado (BRADSKI; KAEHLER, 2008). Além destas há diversas aplicações ao redor do mundo que a utilizam como equipamentos de monitoramento de minas na China, suporte e detecção de acidentes de afogamentos em piscinas na Europa, verificação de buracos em rodovias na Turquia, inspeção de rótulos de produtos nas fábricas ao redor do mundo e a detecção rápida da face humana no Japão (OPENCV, 2019).

O OpenCV tem interface com linguagens C++, C, Python e Java. Além disso pode rodar em sistemas Windows, Linux, Android e Mac OS. Um dos principais objetivos da biblioteca é fornecer infraestrutura de visão computacional fácil de usar que ajude as pessoas a desenvolvarem rapidamente sofisticadas aplicações de visão (BRADSKI; KAEHLER, 2008). Começou a ser desenvolvida pela Intel em 1999 e depois de várias versões beta lançaram a versão 1.0 em 2006.

O ponto negativo do OpenCV é a necessidade de conhecimento avançado de programação orientada a objetos que no fim traz uma grande vantagem de reaproveitamento de código, menor preocupação com a manipulação da memória usada e menor quantidade de linhas de código.

### 3.3 TRANSFORMADA DE HOUGH

A transformada de Hough é utilizada para detectar formas geométricas como linhas, círculos e elipses em sistemas de processamento de imagem. Paul Hough, em 1962, patenteou um método de detecção de linhas em imagens binarizadas tal método denominado de *Standard Hough Transform* (SHT). Com o passar dos anos surgiram diversas variações e abordagens para a identificação de outras formas analíticas e mesmo irregulares (HASSANEIN et al., 2015).

Na maioria das transformadas de Hough a imagem deve estar binarizada ou em tons de cinza. Quando em tons de cinza a imagem passa por uma detecção de bordas preliminar e então é submetida ao método de votação no espaço paramétrico. Porém a *Circular Hough Transform* (CHT), que serve para identificação de circunferências, se baseia na equação da circunferência apresentando apenas 3 parâmetros. Como resultado temos uma maior complexidade computacional (PEDERSEN, 2007).

A transformada de Hough apresenta algumas vantagens. A transformada considera cada ponto de borda independente, o que possibilita o processamento paralelo dos pontos e em alguns casos possibilita a aplicação em tempo real, no entanto isto depende de alto custo computacional e de grande capacidade de armazenamento (HASSANEIN et al., 2015).

### 3.3.1 Representação Paramétrica

A transformada de Hough pode ser descrita como uma transformação de um ponto do plano  $x,y$  para o espaço paramétrico. Este é definido de acordo com a forma do objeto de interesse (PEDERSEN, 2007).

Quando a forma de interesse é uma circunferência, utiliza-se diretamente no espaço de Hough os parâmetros utilizados na equação do círculo, onde  $r$  representa o raio da circunferência,  $a$  e  $b$  representam o centro do círculo nos eixos  $x$  e  $y$ , respectivamente. Na Equação 3.3 é demonstrada a equação da circunferência.

$$r^2 = (x - a)^2 + (y - b)^2 \quad (3.3)$$

A representação paramétrica de uma circunferência obtida a partir da Equação 3.3 é Equação 3.4 e Equação 3.5.

$$x = a + r \cdot \cos(\theta) \quad (3.4)$$

$$y = b + r \cdot \sin(\theta) \quad (3.5)$$

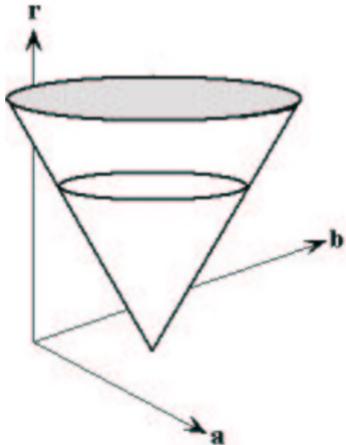
Desta forma entende-se que o espaço paramétrico para representação de círculos é tridimensional similar ao da Figura 19. À medida que o número de parâmetros necessários para se representar uma forma aumenta, amplia-se também a dimensionalidade do espaço de Hough correspondente.

### 3.3.2 Acumulador

Nas transformadas de Hough o processo de detecção de formas é feito através da soma de um acumulador. Esta etapa também é chamada de votação.

Após a detecção de bordas, para cada ponto encontrado, desenha-se um círculo no espaço paramétrico de centro no ponto correspondente e raio igual ao procurado. Dessa forma, o eixo  $x$  do espaço de Hough corresponde ao parâmetro  $a$ , o eixo  $y$  corresponde ao parâmetro  $b$  e o

Figura 19 – Espaço paramétrico utilizado na transformada circular de Hough.

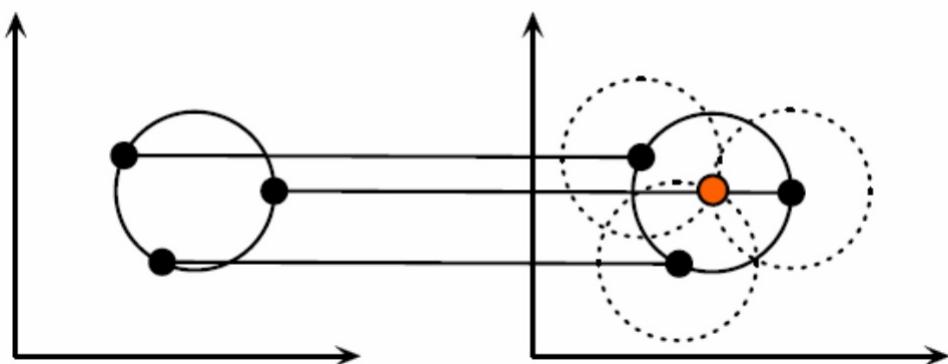


Fonte: Rhody (2005)

eixo  $z$  corresponde aos valores de raio dentro de uma faixa específica. Nas coordenadas que correspondem ao perímetro do círculo desenhado, incrementa-se o valor na matriz do acumulador (DORINI; ROCHA, 2011).

O processo de votação é representado na Figura 20, onde observa-se que cada ponto de borda do círculo gera uma circunferência no espaço paramétrico. As circunferências se cruzam no ponto vermelho, que representa o centro no espaço geométrico.

Figura 20 – Processo de votação efetuado pela transformada circular de Hough.



Fonte: Martins, Tonidandel e Bianchi (2006)

Ao executar o processo para todos os pontos de borda, analisa-se os valores resultantes no acumulador, que correspondem ao número de círculos passando por cada par de coordenadas. Os pontos com maior valor acumulado (os mais votados), correspondem aos centros de circunferencial localizadas na imagem (PEDERSEN, 2007).

O método de Hough se mostra adequado à aplicação desenvolvida neste trabalho, depen-

dendo apenas da correta implementação das etapas de pré-processamento que são determinantes para a eficácia na aplicação da transformada.

### 3.4 RASPBERRY PI

Raspberry Pi é um Single Board Computer (SBC) de baixo custo com aproximadamente o tamanho de um cartão de crédito foi desenvolvido no Reino Unido pela Fundação Raspberry Pi com o objetivo de permitir estudantes a se familiarizarem com conceitos de hardware e melhorarem seus conhecimentos de programação (PI, 2019). Graças a suas funcionalidades, seu baixo custo e tamanho, ele logo foi adotado para uso em projetos que exigem mais do que apenas um microcontrolador simples. Até 2017 mais de 15 milhões de unidades foram vendidas mundialmente.

Figura 21 – Raspberry Pi 3 Model B



Fonte: Pi (2019)

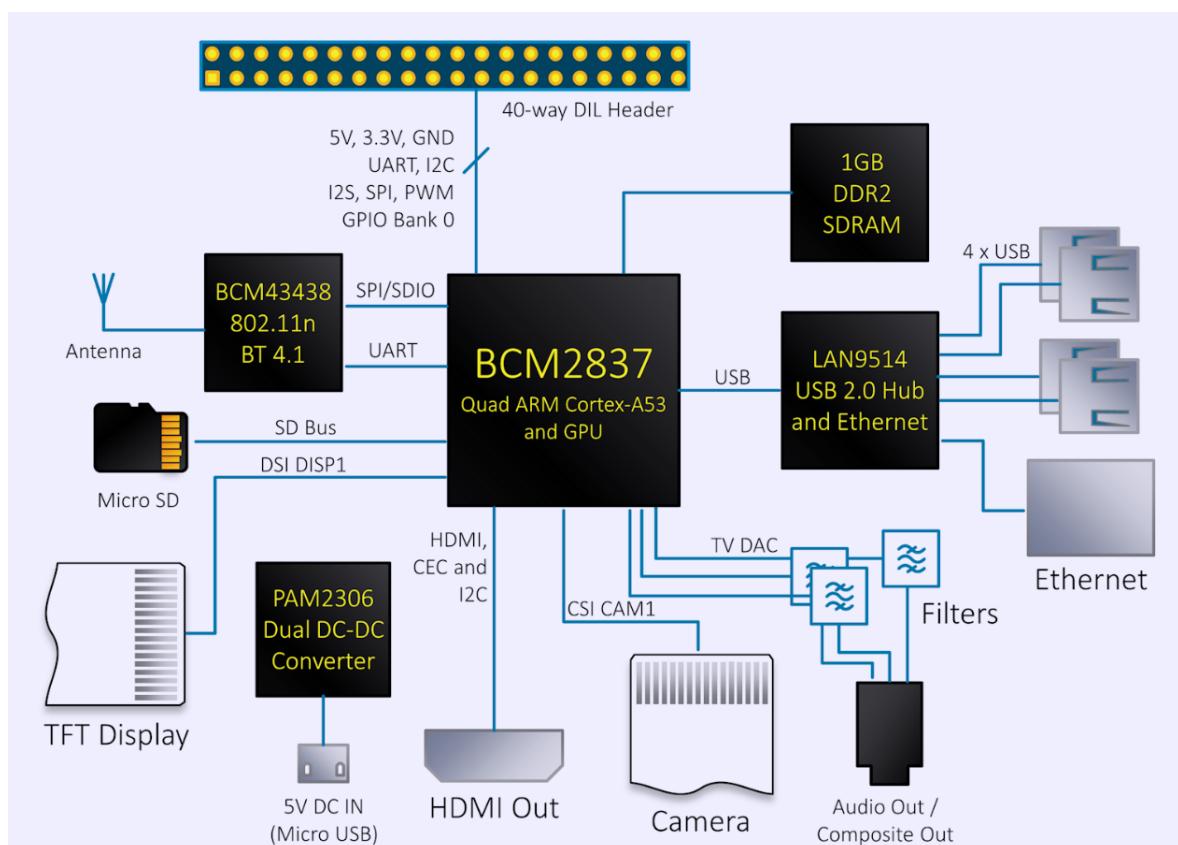
Para o presente trabalho foi utilizado o modelo Raspberry Pi 3 Model B+. Suas características são as seguintes:

- Processador Broadcom BCM2837 64bit ARMv8 CortexA53 Quad-Core;
- Clock 1,2 GHz;
- Memória RAM: 1GB;
- Adaptador WiFi 802.11n integrado;

- Bluetooth 4.1 BLE integrado;
- Conector de vídeo HDMI;
- 4 portas USB 2.0;
- Conector Ethernet;
- Interface para câmera (CSI);
- Interface para display (DSI);
- Slot para cartão microSD;
- Conector de áudio e vídeo;
- GPIO de 40 pinos;
- Alimentação: 5V DC;

Tais características tem impacto direto no sistema de VNG aqui proposto e podem ser vistas no diagrama de blocos apresentado na Figura 22.

Figura 22 – Diagrama de blocos do Raspberry Pi 3 Model B



Fonte: Pi (2019)

A Raspberry Pi suporta diferentes sistemas operacionais instalado em seu cartão microSD de até 32GBs. Existe um sistema operacional oficial, chamado Raspbian (RASPIAN, 2019). É uma distribuição Linux baseada em Debian, com todos os pacotes compilados especificamente para o Raspberry Pi. Apesar de ser um projeto em separado, a Raspberry Pi Foundation recomenda esta distribuição e cria imagens do Raspbian as mantendo em seus repositórios (SHAH, 2015).

Também estão disponíveis no site oficial, na seção de downloads outras distribuições de sistemas operacionais. Por exemplo, Ubuntu Mate, que é baseada no Ubuntu armhf. O Windows 10 IoT Core, que é uma versão de sistema operacional especialmente construída para ser utilizada em dispositivos com hardware integrados em um única placa. O projeto PiNet, que é um sistema operacional baseado em rede, onde usuários podem se conectar em qualquer Raspberry participante da rede e compartilhar pastas (PI, 2019).

### 3.4.1 PiCamera

Para o presente projeto faz-se necessário capturar imagens oculares e processá-las, a fim de se conceber um dispositivo portátil para análise do nistagmo. Necessita-se portanto, utilizar uma câmera conectada ao Raspberry Pi.

A utilização da câmera dedicada Pi Camera, escolhida para este projeto, traz vantagens como maior velocidade de transmissão de dados, visto que utiliza uma conexão CSI (Camera Serial Interface) na placa do Raspberry Pi. Através de testes realizados constatou-se que câmeras USB conectadas ao dispositivo apresentam desempenho consideravelmente inferior, sofrendo latência e atrasos críticos para aplicação de visão computacional, uma vez que a interface CSI é capaz de transmitir taxas de dados extremamente altas contendo exclusivamente dados de *pixels* capturados. Além disso, o módulo de camera, Pi Camera, é ideal para fotografar de curtas distâncias (COX, 2014)

A câmera adquirida para a utilização neste projeto consistem em uma versão específica da Pi Camera, chamada Pi NoIR. É idêntica ao módulo Pi Camera, com a única diferença que não utilizar filtros no aspecto infravermelho (IR). Isso nos dá a possibilidade de capturar imagens nítidas com LEDs infravermelhos, mesmo na presença de pouca ou nenhuma luz visível, essencial para os momentos que a pipila vai estar em midríase.

As características da câmera utilizada de acordo com Pi (2019):

**Dimensão:** 25 x 24 x 9mm

Figura 23 – Camera Pi NoIR



Fonte: Pi (2019)

**Peso:** 3g

**Resolução:** 8 Megapixels

**Modos de vídeo:** 1080p30fps, 720p60fps e 480p60/90fps

**Sensor:** Sony IMX219

**Máxima resolução:** 3280x2464 pixels

### 3.5 NORMA IEC-62471

A norma IEC-62471 é uma norma internacional e recebe o título de *Photobiological safety of lamps and lamp systems*. Ela define os padrões internacionais para classificação de produtos que emitem radiação visível ou não visível. Ela divide os dispositivos a partir de seu potencial de risco, os avaliando a irradância causada pelas ondas infravermelhas( $E_{IR}$ ), a radiância causada pelas ondas não infravermelhas( $L_R$ ) e a radiância causada pelas ondas infravermelhas( $L_{IR}$ ). Para emissores pequenos, com  $\alpha < 0,011$ , a classificação é a seguinte:

- Grupo de Exceção (Sem Risco):

$$E_{IR} < 100 \text{ Wm}^{-2}\text{sr}^{-1};$$

$$L_R < 25,5 \text{ MWm}^{-2}\text{sr}^{-2} \text{ para } t < 1000\text{s};$$

$$L_{IR} < 545,5 \text{ kWm}^{-2}\text{sr}^{-2} \text{ para } t < 1000\text{s}.$$

- Grupo de Risco 1 (Risco Baixo):

$$E_{IR} < 570 \text{ Wm}^{-2}\text{sr}^{-1};$$

$$L_R < 25,5 \text{ MWm}^{-2}\text{sr}^{-2} \text{ para } t < 100\text{s};$$

$$L_{IR} < 545,5 \text{ kWm}^{-2}\text{sr}^{-2} \text{ para } t < 100\text{s}.$$

- Grupo de Risco 2 (Risco Moderado):

$$E_{IR} < 570 \text{ Wm}^{-2}\text{sr}^{-1};$$

$$L_R < 6,5 \text{ MWm}^{-2}\text{sr}^{-2} \text{ para } t < 100\text{s};$$

$$L_{IR} < 545,5 \text{ kWm}^{-2}\text{sr}^{-2} \text{ para } t < 100\text{s}.$$

- Grupo de Risco 3 (Risco Alto):

Excede os limites do Grupo de Risco 2.

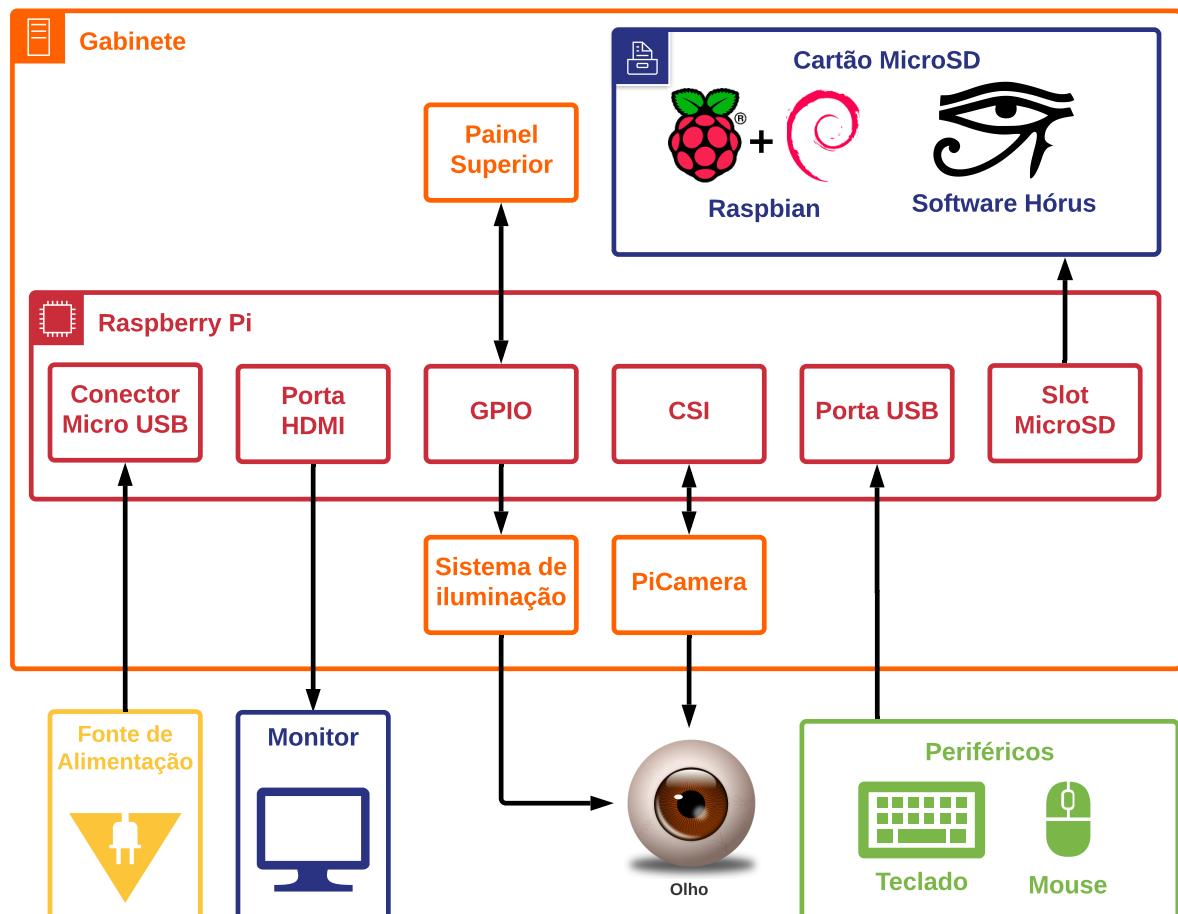
## 4 METODOLOGIA

O desenvolvimento do presente trabalho se dará pela descrição dos componentes do sistema em quatro seções:

- Gabinete;
- Fonte de alimentação;
- Sistema de iluminação;
- Software de processamento.

A junção de todos os componentes citados acima formará o equipamento para registro de imagens de videonistagmografia proposto, chamado aqui de sistema Hórus. Um diagrama mostrando a ligação dos componentes que compõe o sistema pode ser visto na Figura 24.

Figura 24 – Diagrama de componentes do sistema Hórus



Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

## 4.1 HARDWARE

### 4.1.1 Gabinete

Como o exame de videonistagmografia pode ser desconfortável para alguns pacientes (GANANÇA; CAOVILLA; GANANÇA, 2010), foi decidido adaptar um gabinete de óculos VR para celulares a fim de ser o mais confortável e anatômico possível para o usuário, ao invés de ser confeccionado um gabinete na impressora 3D. Também foi levado em consideração a aparência final do produto pois mesmo em ambientes atípicos, produtos esteticamente agradáveis transmitem satisfação e confiança ao usuário final.

Figura 25 – Óculos VR BOX



(a) VR BOX.



(b) Ajuste focal das lentes do VR BOX.

Fonte: (VRBOX, 2019)

Para tal, foi adaptado um óculos modelo VR BOX da empresa do mesmo nome, como pode ser visto na Figura 25a. O modelo em questão possui ajuste focal de profundidade e ajuste focal horizontal, o que facilitará os ajustes da câmera ao colocá-la no local das lentes do dispositivo (Figura 25b).

Na adaptação as lentes foram removidas para posteriormente ser colocada a placa de iluminação e a câmera. A bandeja que prende o celular dentro do óculos também foi removida e colocada uma placa de fenolite para prender o Raspberry Pi e passar os cabos do painel superior, os cabos que vão para o sistema de iluminação e o cabo flat que conecta-se à câmera. Para as conexões do Raspberry Pi foram feitos dois cortes no gabinete para passar os cabos da fonte e do monitor (Figura 26).

Figura 26 – Adaptações feitas no gabinete

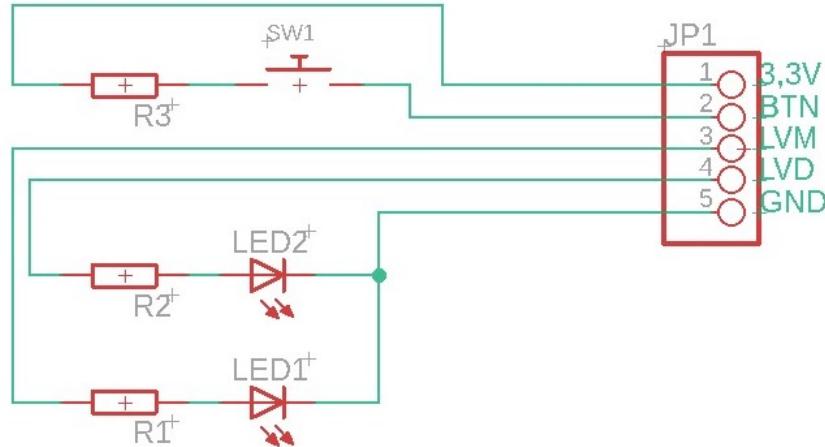


Fonte: o autor (2019)

#### 4.1.1.1 Painel Superior

Para auxiliar o especialista na manobra de indução ao nistagmo foi montado um painel na parte superior do gabinete. O circuito está demonstrado na Figura 27. Se trata de dois LEDs para emitir sinais luminosos no momento do exame um um botão de pulso. O esquemático do circuito do sistema Hórus pode ser visto na íntegra no Apêndice A.

Figura 27 – Circuito do painel superior



Fonte: o autor (2019)

A descrição de seus respectivos componentes são demonstrados na Tabela 4

A relação dos pinos que fazem conexão com o Raspberry Pi são apresentados na Tabela 5.

#### 4.1.2 Fonte de alimentação

De acordo com o fabricante (PI, 2019), é recomendado para o Raspberry Pi uma fonte de 5V e 2,5A para alimentar a placa Raspberry Pi 3 Model B+. Para tal, foi utilizada uma fonte

Tabela 4 – Descrição dos componentes do circuito do painel superior

<b>Componente</b>	<b>Descrição</b>	<b>Valor</b>
R1	Resistor 1/4W 10%	100 $\Omega$
R2	Resistor 1/4W 10%	100 $\Omega$
R3	Resistor 1/4W 10%	1k $\Omega$
LED1	LVM	LED Vermelho 5mm
LED2	LVD	Led Verde 5mm
SW1	Botão de pulso	Botão NF

Fonte: o autor (2019)

de alimentação da empresa CanaKit específico para ser usado com Raspberry Pi.

Abaixo seguem as especificações da fonte:

- Tensão de entrada: 100-240Vca;
- Frequência de entrada: 50-60 Hz;
- Corrente de entrada: 500mA;
- Tensão de saída: 5Vcc;
- Corrente de saída: 2,5A.

#### 4.1.3 Sistema de Iluminação

O sistema de iluminação é a parte do hardware responsável por iluminar os olhos do paciente no ato do exame. Ele foi dividido em duas partes como pode ser visto na Figura 28.

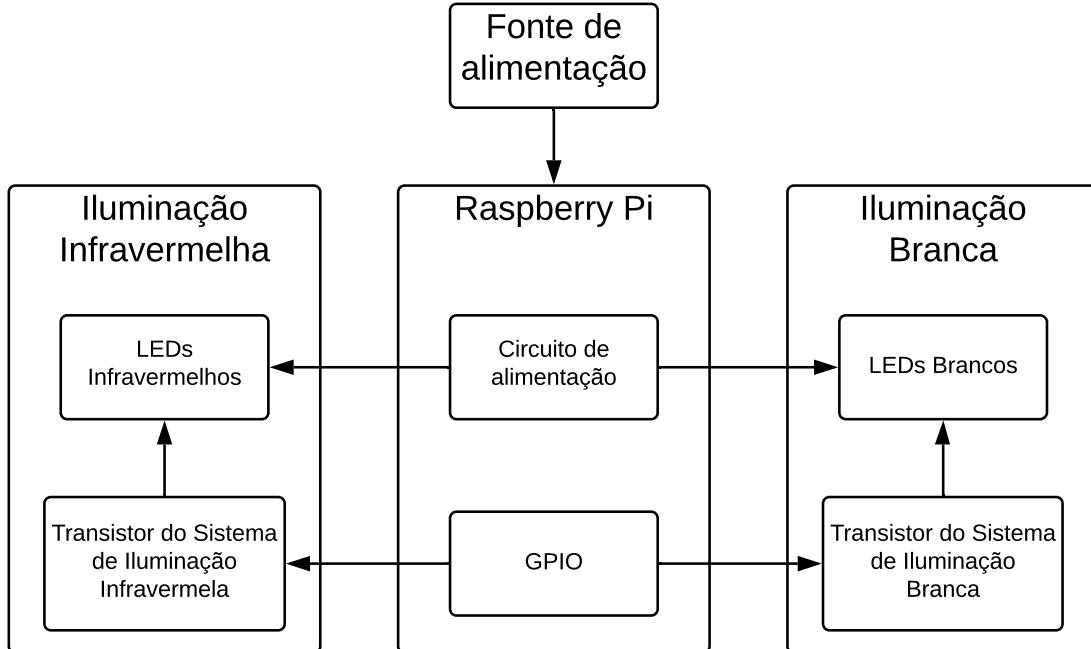
Parte do sistema de iluminação irradia luz infravermelha. Como a luz infravermelha não é visível pelo olho humano, a total escuridão provoca midríase, ou seja, a pupila fica dilatada facilitando a aquisição de imagens para o diagnóstico de nistagmo horizontal e vertical. A segunda parte irradia luz branca. Como a luz branca está no espectro visível, a pupila se contrai

Tabela 5 – Descrição dos pinos do conector do painel superior

<b>Componente</b>	Pino	<b>Descrição</b>
3,3V	1	Alimentação 3,3V
BTN	2	Sinal Raspberry Pi para leitura do botão
LVM	3	Sinal Raspberry Pi para o LED Vermelho
LVD	4	Sinal Raspberry Pi para o LED Verde
GND	5	Terra

Fonte: o autor (2019)

Figura 28 – Diagrama de blocos do sistema de Iluminação

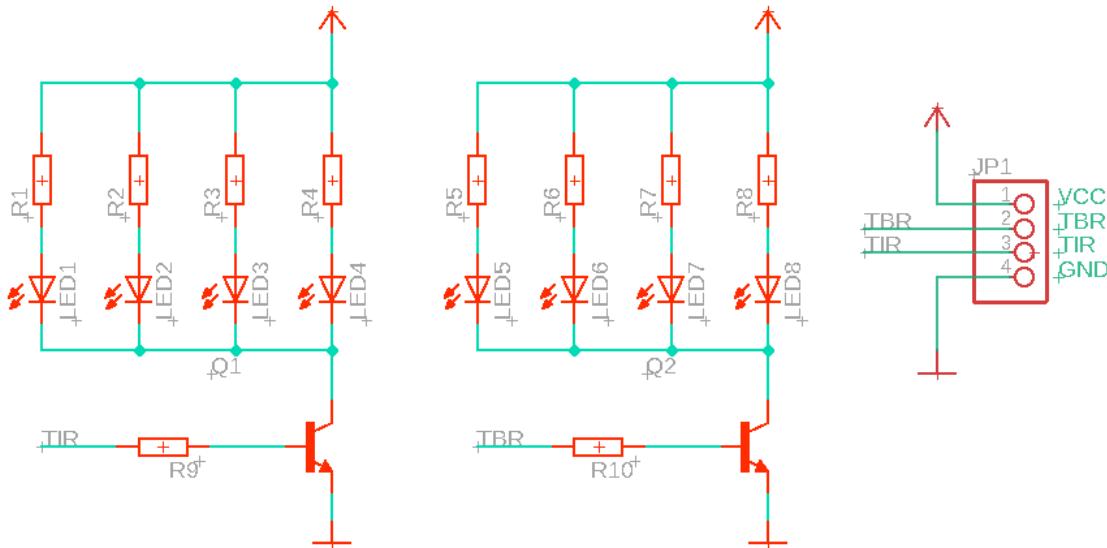


Fonte: o autor (2019)

provocando a miose pupilar. Com a pupila contraída, a íris fica maior facilitando a aquisição de imagens para o diagnóstico do nistagmo rotatório.

O circuito correspondente ao sistema de iluminação é apresentado na Figura 29 e o esquemático do circuito do sistema Hórus pode ser visto na íntegra no Apêndice A.

Figura 29 – Circuito do sistema de Iluminação



Fonte: o autor (2019)

A descrição de seus respectivos componentes são demonstrados na Tabela 6

Tabela 6 – Descrição dos componentes do circuito de iluminação

<b>Componente</b>	<b>Descrição</b>	<b>Valor</b>
JP1	Conexão com o Raspberry Pi	Pin Header 180°
LED1	LED Infravermelho 3mm	TIL32
LED2	LED Infravermelho 3mm	TIL32
LED3	LED Infravermelho 3mm	TIL32
LED4	LED Infravermelho 3mm	TIL32
LED5	LED Branco 5mm	LT5HW3-4D-URC3-P24-Z
LED6	LED Branco 5mm	LT5HW3-4D-URC3-P24-Z
LED7	LED Branco 5mm	LT5HW3-4D-URC3-P24-Z
LED8	LED Branco 5mm	LT5HW3-4D-URC3-P24-Z
Q1	Transistor	BC548-B
Q2	Transistor	BC548-B
R1	Resistor 1/4W 10%	180 Ω
R2	Resistor 1/4W 10%	180 Ω
R3	Resistor 1/4W 10%	180 Ω
R4	Resistor 1/4W 10%	180 Ω
R5	Resistor 1/4W 10%	91 Ω
R6	Resistor 1/4W 10%	91 Ω
R7	Resistor 1/4W 10%	91 Ω
R8	Resistor 1/4W 10%	91 Ω
R9	Resistor 1/4W 10%	11k Ω
R10	Resistor 1/4W 10%	11k Ω

Fonte: o autor (2019)

E a relação dos pinos que fazem conexão com o Raspberry Pi são apresentados na Tabela 7.

#### 4.1.3.1 Sistema de Iluminação Infravermelha

Para o exame de videonistagmografia é necessário que os músculos radiais, que causam a dilatação da pupila, estejam totalmente contraídos, portanto, o paciente é mantido em ambiente escuro. Porém, a baixa luminosidade não permite capturar imagens das pupilas. Contudo, utilizamos LEDs capazes de emitir luz infravermelha e uma câmera capaz de detectar esse tipo

Tabela 7 – Descrição dos pinos do conector do sistema de iluminação

<b>Componente</b>	<b>Pino</b>	<b>Descrição</b>
VCC	1	Alimentação 5V
TBR	2	Sinal Raspberry Pi para LEDs Brancos
TIR	3	Sinal Raspberry Pi para LEDs Infravermelhos
GND	4	Terra

Fonte: o autor (2019)

de radiação. Foram utilizados quatro LEDs infravermelhos de 3 mm do modelo TIL32. Segundo Cox (2010) e o *Datasheet* do TIL32 (Anexo A), as características destes LEDs estão listadas a seguir:

- Corrente típica de operação ( $I_f$ ): 20 mA;
- Comprimento de onda de pico( $\lambda_p$ ): 940 nm;
- Tensão em condução ( $V_f$ ): 1,6 V;
- Tamanho do emissor(l,w): 0,35 x 0,47 mm.

Para o cálculo do resistor (R) em série com o LED, utilizamos a Lei de Kirchhoff para as malhas, como pode ser visto na Equação 4.1

$$\sum_{k=1}^n V_k = 0 \quad (4.1)$$

$$\sum_{k=1}^n V_k = V - V_f - R * I \implies R_{IR} = 170 \approx 180\Omega^1$$

$(V = 5V; V_F = 1,6V; i = 20mA)$

Portanto os resistores R1, R2, R3 e R4 do circuito da Figura 29 têm o valor de  $180\Omega$ .

Apesar da luz infravermelha não ser visível a olho nu, foi decidido evitar o acionamento dos LEDs de forma desnecessária, apenas ligando-os no momento do exame. Para tal, foi utilizado um transistor BC548-B. As características mais importantes deste transistor estão listados abaixo:

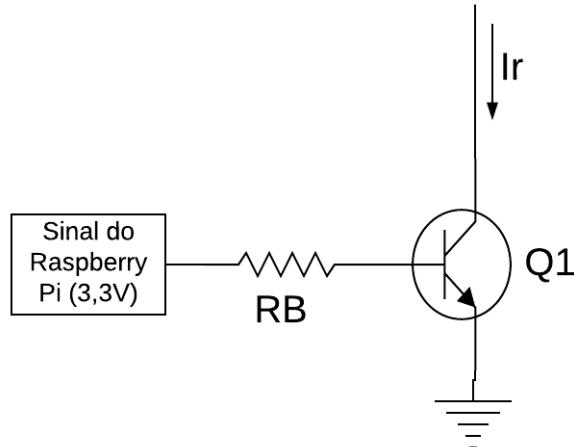
- Ganho de corrente contínua ( $H_{FE}$ ): entre 200 e 450;
- Saturação Coletor-Emissor( $V_{CE}$ ): 250 mV;
- Saturação Base-Emissor( $V_{BE}$ ): 900 mV.

Como o ganho  $H_{FE}$  pode variar por diversos fatores, o ganho do transistor utilizado foi medido. O valor do ganho  $H_{FE}$  do transistor ficou próximo de 350, e será o valor utilizado nos cálculos. A Figura 30 mostra o circuito equivalente do acionamento transistor.

---

<sup>1</sup> Valor comercial do resistor mais próximo arredondado para cima

Figura 30 – Circuito equivalente ao acionamento do transistor dos LEDs



Fonte: o autor (2019)

Desta forma, a corrente no coletor será a soma das correntes dos quatro LEDs infravermelhos, como pode ser visto na Equação 4.2, onde  $nLED$  é a quantidade de LEDs e  $iLED$  é a corrente que passa por cada LED.

$$i_T = nLED \cdot iLED \quad (4.2)$$

$$i_T = 4 \cdot 20mA$$

$$i_T = 80mA$$

Para o cálculo do resistor da base, primeiro calculamos a corrente de base com a Equação 4.3

$$i_B = \frac{i_T}{h_{FE}} \quad (4.3)$$

$$i_{BIR} = \frac{80mA}{350}$$

$$i_{BIR} \approx 229\mu A$$

E depois aplica-se a Lei de Kirchhoff (Equação 4.1) para a malha da base:

$$V_B - V_{BE} - R_{BIR} \cdot i_{BIR} = 0 \implies R_{BIR} = 10,5k \approx 11k\Omega^2$$

<sup>2</sup> Valor comercial do resistor mais próximo arredondado para cima.

Desta forma, o resistor R9 do circuito da Figura 29 tem o valor de  $11\text{k}\Omega$ .

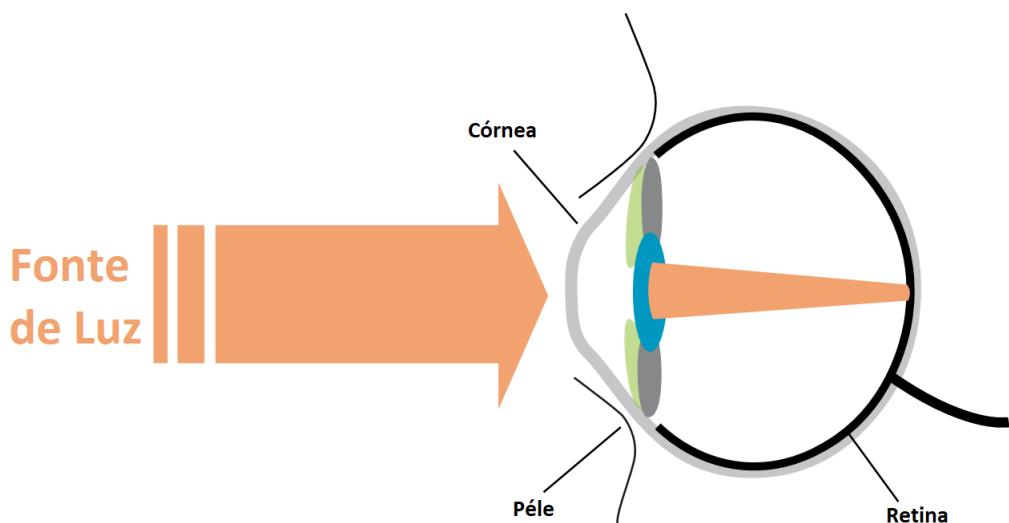
#### 4.1.3.2 Estudo sobre os riscos do LED infravermelho

Como o barateamento e novas tecnologias de produção os LEDs estão sendo utilizados cada vez mais frequentes nos últimos anos e por se tratarem de uma fonte de radiação luminosa, sistemas que os usam sofrem avaliações de uma série de normas regulamentadoras como a IEC-00825 e a IEC-62471. Esta seção se baseia no trabalho de Jaeger (2009) que faz um estudo destas e de outras normas referentes a dispositivos que irradiam luz visível ou invisível como a dos LEDs infravermelhos utilizados no presente trabalho.

Quanto se expõe o olho humano à radiação infravermelha por um certo período de tempo, diferentes tecidos são afetados da diferentes formas, como pode ser visto na Figura 31. Existem três grandes riscos relacionados a esse trabalho:

- Riscos de exposição à córnea;
- Riscos de exposição à pele;
- Riscos de exposição à retina.

Figura 31 – Corte transversal de um olho humano recebendo radiação



Fonte: adaptado de Jaeger (2009)

#### 4.1.3.3 Limites de exposição de luz infravermelha à córnea

Os limites de exposição à córnea dependem do tempo de exposição do paciente à radiação infravermelha. Jaeger (2009) classifica esta exposição em duas categorias: quando a

exposição é maior que 1000 segundos ou menor que 1000 segundos. Para o propósito do exame de videonistagmografia, nos interessa o limite para tempo de exposição para  $t \leq 1000$  segundos. A irradiação causada pelas ondas infravermelhas podem ser calculadas pela Equação 4.4

$$E_{IR} = \sum_{\lambda=780}^{3000} E_\lambda \cdot \Delta\lambda \leq 18000 \cdot t^{-0,75} [Wm^{-2}] \quad (4.4)$$

Em que  $E_\lambda$  é a irradiação dada por  $Wm^{-2}nm^{-1}$ ,  $\Delta\lambda$  em nm e  $t$  em segundos. A irradiação  $E_e$  pode ser calculada a partir da intensidade de radiação  $I_e$  e da distância do LED ao olho humano  $d$ , como pode ser visto na Equação 4.5.

$$E_e = \frac{I_e}{d^2} [Wm^{-2}] \quad (4.5)$$

Usando os dados obtidos no Anexo A e com as medidas obtidas na confecção do gabinete da Seção 4.1.1, calculou-se a irradiação de exposição para uma distância de 5 cm do LED aos olhos do paciente utilizando a Equação 4.5.

$$E_{e1LED} = \frac{0,02}{0,05^2} [Wm^{-2}]$$

$$E_{e1LED} = 8[Wm^{-2}]$$

$$E_{eTOTAL} = 4 \cdot 8[Wm^{-2}]$$

$$E_{eTOTAL} = 32[Wm^{-2}]$$

Assim, com a Equação 4.4, descobriu-se o tempo máximo de exposição permitido por exame:

$$t = \sqrt[{-0.75}]{\frac{E_{IR}}{18000}}$$

$$t = \sqrt[{-0.75}]{\frac{32}{18000}}$$

$$t = 4643,33s$$

$$t \approx 1,29h$$

Sendo assim, conclui-se que para uma distância de 5cm do LED infravermelho não causará danos a córnea do paciente.

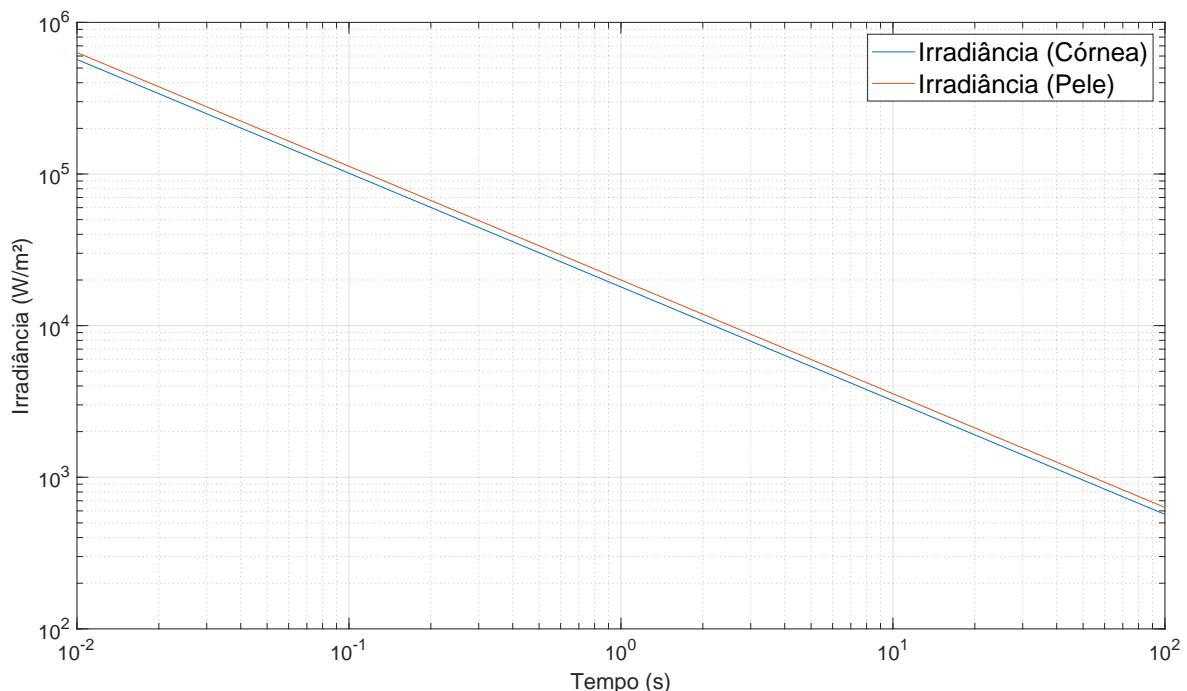
#### 4.1.3.4 Limites de exposição de luz infravermelha à pele

De acordo com Jaeger (2009) a irradiância à pele pode ser calculada pela Equação 4.6.

$$E_e = \sum_{\lambda=380}^{3000} E_\lambda \cdot \Delta\lambda \leq 20000 \cdot t^{-0,75} [Wm^{-2}] \quad (4.6)$$

Traçando o gráfico de irradiância para pele em relação ao tempo e comparando-o com o de irradiância para à córnea (Figura 32), é possível enxergar que o limite de exposição para à pele é ligeiramente superior ao da córnea, então podemos tomar esse último como o pior caso possível.

Figura 32 – Gráfico log-log da Irradiância Córnea e Irradiância Pele vs Tempo



Fonte: o autor (2019)

#### 4.1.3.5 Limites de exposição de luz infravermelha à retina

Jaeger (2009) relata que, o limite de exposição à retina, depende de vários fatores tais como: diâmetro da pupila, tamanho do emissor e comprimento de onda emitida.

A fim de proteger os olhos de irradiação excessiva, os sistema visual fecha os olhos. Como a luz infravermelha não estimula o olho, não existe resposta do sistema visual com o objetivo de se proteger desse tipo de radiação. Visto que não há ação muscular, calculamos esse limite considerando midríase total.

A luz chega à retina após ser desviada pela córnea, desta forma, existe um limite angular (tensão angular) para a área que será irradiada correlacionado com limites físicos e movimentos do olho. Existirá uma tensão angular limite inferior em função do tempo de exposição  $\alpha_{min}$  e uma tensão angular limite superior  $\alpha_{max}$  que será sempre igual a 0,1 radianos.

Para calcular a tensão angular  $\alpha$  a uma distância longitudinal  $d$  da fonte e que a mesma tenha uma extensão  $Z$ , utilizam-se as Equações 4.7 e 4.8

$$\alpha = \frac{Z}{d} [\text{rad}] \quad (4.7)$$

$$Z = \frac{I + w}{2} [\text{m}] \quad (4.8)$$

A Tabela 8 define as tensões angulares limites em função do tempo para diferentes faixas de tempo.

Tabela 8 – Limites da tensão angular para diferentes faixas de tempo

Faixa de tempo	$\alpha_{min} [\text{rad}]$	$\alpha_{max} [\text{rad}]$
$t \leq 0,25\text{s}$	0,0017	0,1
$0,25\text{s} < t < 10\text{s}$	$0,0017 * \sqrt{\frac{t}{0,25}}$	0,1
$t \geq 10\text{s}$	0,011	0,1

Fonte: Adaptado de (JAEGER, 2009)

A função de risco térmico  $R(\lambda)$  depende do comprimento de onda emitido pelo LED e sua função, como o comprimento de onda do LED utilizado é de 940nm, a função de risco térmico será calculada com a Equação 4.9 que serve para o espectro de 780 nm a 1050 nm.

$$R(\lambda) = 10^{\frac{700-\lambda}{500}} \quad (4.9)$$

Juntando os dois parâmetros, calculamos o risco de exposição à retina, para exposições menores ou iguais a 10 segundos pela Equação 4.10.

$$L_{IR} = \sum_{\lambda=380}^{1400} L_\lambda * R(\lambda) * \Delta\lambda \leq \frac{50000}{\alpha * t^{0,25}} [Wm^{-2}] \quad (4.10)$$

Em que  $L_\lambda$  é a radiância espectral em  $Wm^{-2}nm^{-1}sr^{-1}$ ,  $\alpha$  em radianos e  $t$  em segundos.

Para o cálculo do risco de exposição à retina para um tempo maior que 10 segundos usamos a Equação 4.11, a mesma equação será utilizada para o calculo dos LEDs brancos.

$$L_{IR/BR} = \sum_{\lambda=780}^{1400} L_\lambda * R(\lambda) * \Delta\lambda \leq \frac{6000}{\alpha} [Wm^{-2}] \quad (4.11)$$

A fim de calcular esse limite com os dados encontrados no Anexo A, podemos usar a Equação 4.12.

$$L_{IR/BR} \approx \frac{Ie * R(\lambda)}{Z^2} [Wm^{-2}] \quad (4.12)$$

Para uma distância pré-estabelecida de 5 cm do LED ao olho, calculamos:

$$\alpha = \frac{\frac{0,35+0,47}{2}}{50}$$

$$\alpha = 0,0082rad < \alpha_{min}$$

$$R(\lambda = 940nm) = 10^{(\frac{700-940}{500})})$$

$$R(\lambda = 940nm) = 0,33$$

$$L_{IR1LED} = \frac{0,020 * 0,33}{(\frac{0,35+0,47}{2})^2}$$

$$L_{IR1LED} = 39,26mWm^{-2}sr^{-1}$$

$$L_{IRTOTAL} = 4 * 39,26$$

$$L_{IRTOTAL} = 157,04mWm^{-2}sr^{-1}$$

Usando a Tabela 8 e  $t < 10$  segundos temos:

$$\alpha \leq 0,0017 * \sqrt{\frac{10}{0,25}} = 0,01rad$$

$$L_{IRLIMITE} \geq \frac{50000}{0,01 * 10^{0,25}} = 2,8MWm^{-2}$$

E para  $t \geq 10$  segundos, usamos  $\alpha = 0,011$  rad da Tabela 8:

$$L_{IRLIMITE} \leq \frac{6000}{0,011} = 545,5kWm^{-2}$$

Sendo assim, como pode ser visto na Tabela 9, a radiância emitida pelos LEDs infravermelhos estará dentro dos limites estabelecidos pelas normas tanto para tempos menores quanto para maiores que 10 segundos de exposição.

Tabela 9 – Limites de Exposição para a Retina

<b>Iluminação</b>	<b>Limite</b>	<b>Tempo</b>
$157,04 \text{ mW m}^{-2} \text{ sr}^{-1}$	$545,5 \text{ kW m}^{-2} \text{ sr}^{-1}$	Para $t < 10\text{s}$
$157,04 \text{ mW m}^{-2} \text{ sr}^{-1}$	$2,8 \text{ MW m}^{-2} \text{ sr}^{-1}$	Para $t \geq 10\text{s}$

Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

#### 4.1.3.6 Sistema de Iluminação Branca

Diferente dos raios luminosos infravermelhos o LED branco emite radiação em uma faixa visível do espectro. Para tal o sistema óptico humano já possui proteção através dos músculos da retina. Sendo dessa forma os danos podem se dar puramente por efeitos térmicos. A partir dos dados da tabela de valores para a função  $B(\lambda)$  (Anexo C) calculamos a irradiância  $LR$  utilizando as Equações 4.7, 4.8 e 4.12:

$$Z = \frac{0,35 + 0,47}{2}$$

$$Z = 0,41$$

$$\alpha = \frac{0,41}{50}$$

$$\alpha = 0,0082 \text{ rad} < \alpha_{min}$$

$$R(\lambda = 420\text{nm}) = 9$$

$$L_{BR} \approx \frac{0,02 * 9}{0,41^2}$$

$$L_{BR} \approx 1,07 \text{ W m}^{-2}$$

$$L_{BRTOTAL} = 4 * 1,07 \text{ W m}^{-2}$$

$$L_{BRTOTAL} = 4,28 \text{ W m}^{-2}$$

O tempo máximo de exposição é calculado pela Equação 4.11 com tensão angular  $\alpha = 0,011$ :

$$t \approx \frac{6000}{0,011 * 4,28}$$

$$t \approx 127442s$$

$$t \approx 35h$$

#### 4.1.4 Classificação IEC-62471

Dessa forma, em relação aos LEDs infravermelhos e LEDs brancos, o sistema Hórus se encaixa no Grupo de Exceção para quaisquer riscos, como pode ser visto na Tabela 10.

Tabela 10 – Classificação do sistema Hórus em relação à IEC-62471

<b>Perigo</b>	<b>Requisito</b>	<b>Sistema Hórus</b>	<b>Grau de Risco</b>
Córnea	$E_{IR} < 100Wm^{-2}sr^{-1}$	$32[Wm^{-2}sr^{-1}]$	Isento
Retina (infravermelho)	$L_{IR} < 545,5kWm^{-2}$	$157,04mWm^{-2}$	Isento
Retina (luz visível)	$L_R < 25,5MWm^{-2}$	$4,28Wm^{-2}$	Isento

Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

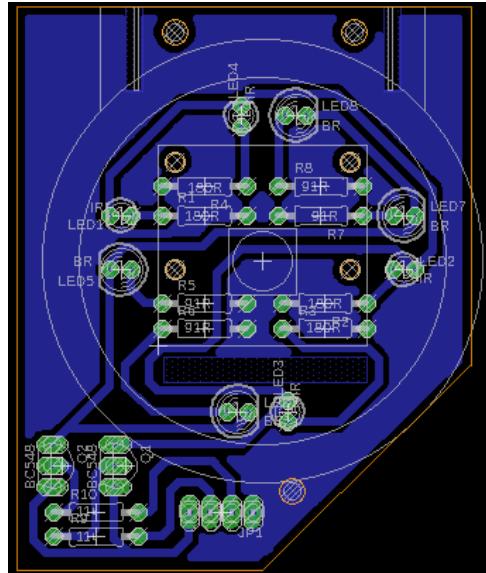
#### 4.1.5 Placa de circuito impresso

O protótipo da placa de circuito impresso (PCI) para o sistema de iluminação é apresentado na Figura 33. Ela foi elaborada pensando em ter um circuito pequeno que atenda ao espaço do gabinete utilizado. Também foi pensado na posição dos LEDs para que a iluminação gerada fosse simétrica, evitando distorções luminosas nas imagens produzidas pelo dispositivo. A posição da câmera foi estabelecida no centro do monóculo e a posição de todos os LEDs foi definida como  $18 \pm 1,00$  mm da lente da câmera, a fim de que todos os LEDs e a câmera se encaixem-se dentro do monóculos do óculos.

Ainda nesta etapa, foi previsto um corte diagonal na PCI para que não atrapalhasse o ajuste da posição da câmera e tocasse no encaixe do nariz do paciente.

Por fim, foram feitos os três furos de suporte no monóculo, os quatro furos de suporte da câmera e uma abertura para que o cabo flex da câmera pudesse passar pela placa e conectar no Raspberry Py no interior de gabinete.

Figura 33 – Visão Frontal da PCI do Sistema de Iluminação



Fonte: o autor (2019)

#### 4.2 SOFTWARE

O software do sistema Hórus, roda dentro do cartão de memória juntamente com o sistema operacional da placa do Raspberry Pi. Se comunica com o sistema de iluminação, o painel superior e com a Pi Camera. Possibilita a configuração de parâmetros do exame, regista a captura dos vídeos e os processa a fim de extrair características das imagens *frame a frame*. A interface é simples e de fácil utilização para que o usuário não precise de conhecimento avançado em informática para operar o sistema.

A linguagem utilizada na criação do software foi Python 3.5 com o objetivo de rodar em um sistema operacional Linux, sendo recomendado o Raspbian. Para que o sistema funcione corretamente é necessário que a aplicação MP4Box esteja instalada também junto ao sistema operacional. Todas as ferramentas utilizadas na construção do software podem ser utilizadas gratuitamente em aplicações não comerciais. Um script de instalação de recursos pode ser visto no Apêndice B.

Essa seção se dedica a descrever a arquitetura e *design* do software, com diagramas baseados nos padrões *Systems Modeling Language* (SysML) e *Business Process Model and Notation* (BPMN).

Figura 34 – Janela principal do software Hórus



Fonte: o autor (2019)

#### 4.2.1 Modelagem do sistema

Primeiramente, foi elaborado um Diagrama de Requisitos que pode ser visto na Figura 35. Estes requisitos foram agrupados em cinco gerenciadores distintos:

- **Gerenciador de Configurações de Vídeo:** Gerencia os atributos da câmera e filtros de captura;
- **Gerenciador de Aquisição:** Gerencia a aquisição de imagens brutas de vídeo;
- **Gerenciador de Cadastro:** Gerencia o cadastro de pacientes;
- **Gerenciador de Processamento:** Gerencia o processamento das imagens capturadas pelo gerenciador de aquisição;
- **Gerenciador de Resultados:** Gerencia a exibição dos resultados para o usuário.

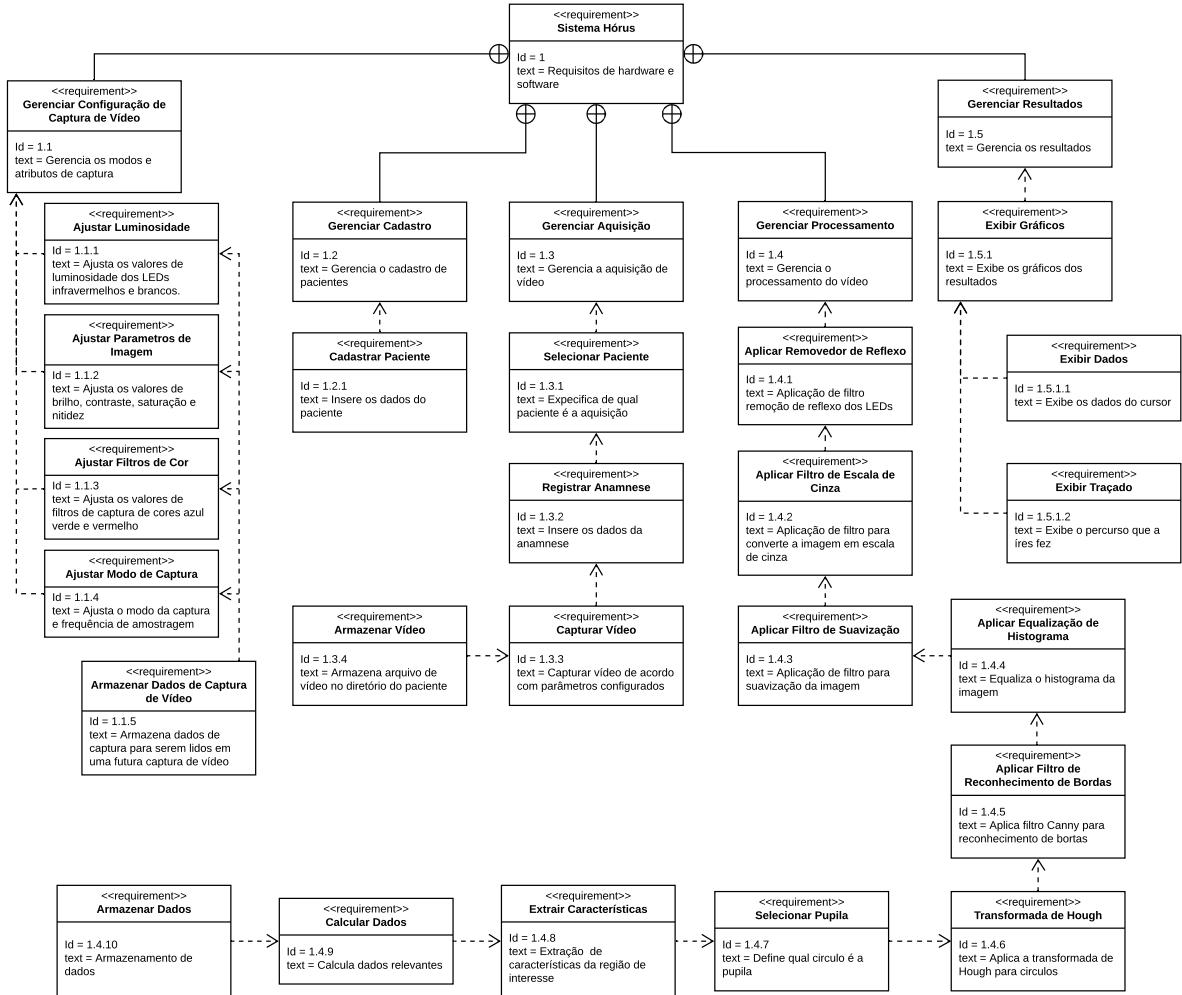
Finalmente, foi possível determinar o fluxo de atividades necessárias para que o presente sistema cumpra o seu propósito, como é demonstrado na Figura 36.

O processo principal foi dividido em subprocessos que serão detalhados a seguir.

##### 4.2.1.1 Subprocesso Alterar Configurações de Captura

Este subprocesso demonstra o fluxo do programa quanto à configuração da captura de imagens (Figura 37).

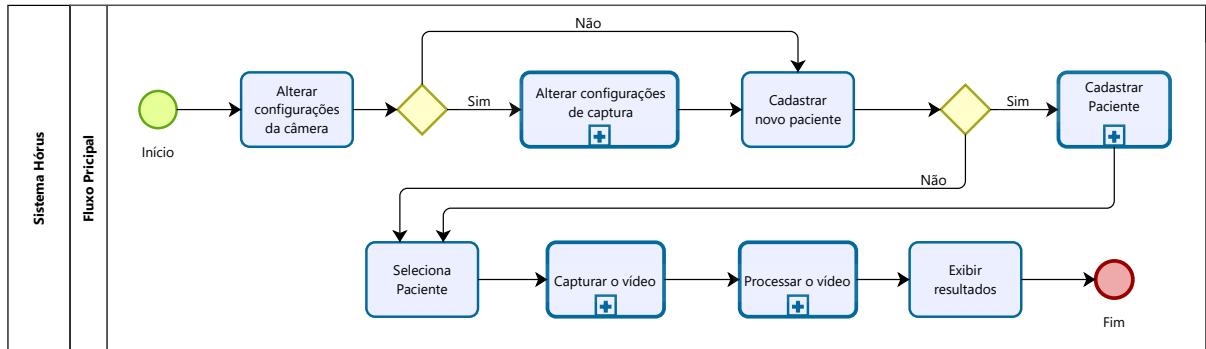
Figura 35 – Diagrama Requisitos



Fonte: o autor (2019)

Nele, é feita a configuração da luminosidade dos LEDs do sistema de iluminação podendo ser configurado os LEDs infravermelhos de 0 a 100% e os LEDs brancos de 0 a 100%. Pode também realizar o ajuste dos parâmetros de imagem: brilho, contraste, saturação e nitidez. Ainda neste processo, pode ser inserido ou removido filtro de cor com ajuste separadamente das cores primárias vermelho, verde e azul, de 0 a 255. Entretanto, o mais importante neste processo é a possibilidade da seleção do modo de captura da Pi Camera e a frequência de amostragem de vídeo. A Pi Camera possui 7, modos de captura sendo o mais viável para os exames o modo 7 que captura vídeos com resolução de 640 x 480 pixels com frequência de amostragem de até 90 frames por segundo. No entanto, o sistema deixa livre para o usuário a seleção do modo de captura. Por fim, este processo salva as alterações em um arquivo JSON para que possam ser lidos na próxima vez que o usuário quiser alterar os parâmetros de captura ou quando o usuário

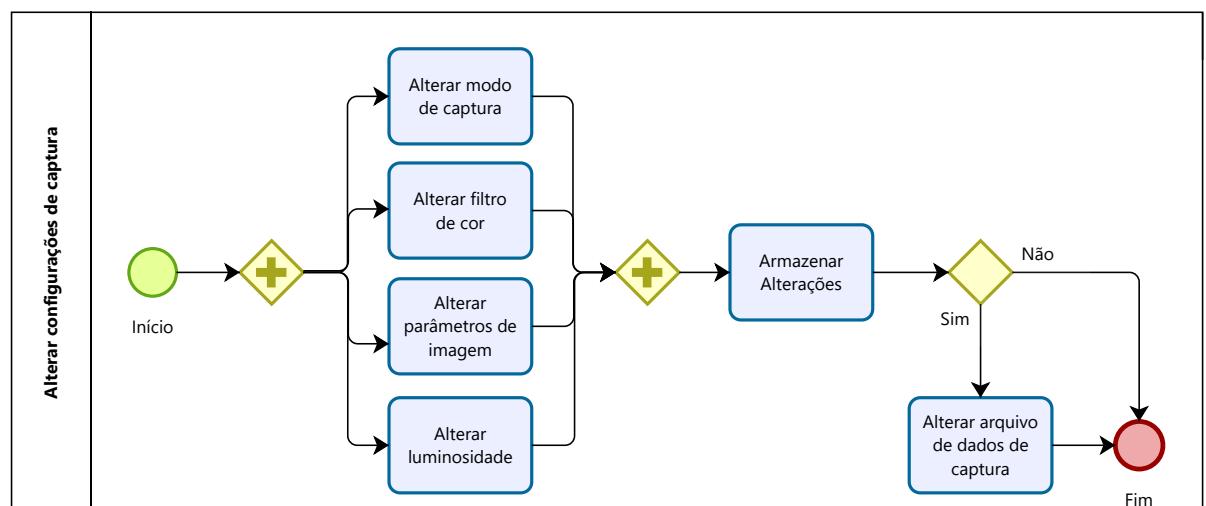
Figura 36 – Diagrama Processos - Fluxo Principal



Fonte: o autor (2019)

iniciar a captura de um vídeo. Um modelo exemplo deste arquivo pode ser visto no Apêndice C.

Figura 37 – Diagrama Processos - Alterar Configurações de Captura



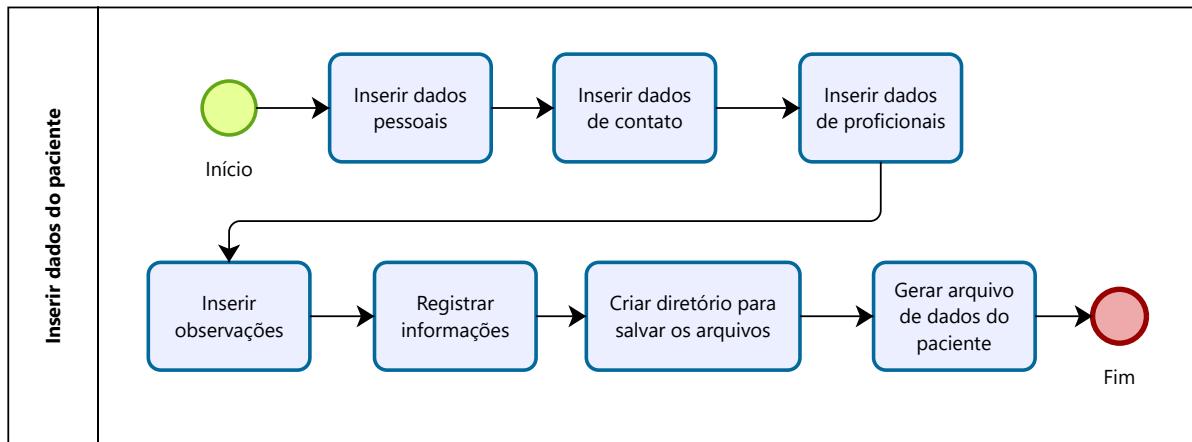
Fonte: o autor (2019)

#### 4.2.1.2 Subprocesso Inserir Dados do Paciente

Este subprocesso demonstra o fluxo do programa quanto à inserção de dados do paciente e suas atividades podem ser vistas na Figura 38.

Primeiramente, será necessário inserir os dados pessoais do paciente, os dados de contato e os dados profissionais. Há também um campo de observações que não é obrigatório. Ao concluir cria-se uma pasta para o paciente e finalmente os dados são armazenados em um arquivo JSON, tal arquivo pode ser visto no Apêndice D.

Figura 38 – Diagrama Processos - Inserir Dados do Paciente



Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

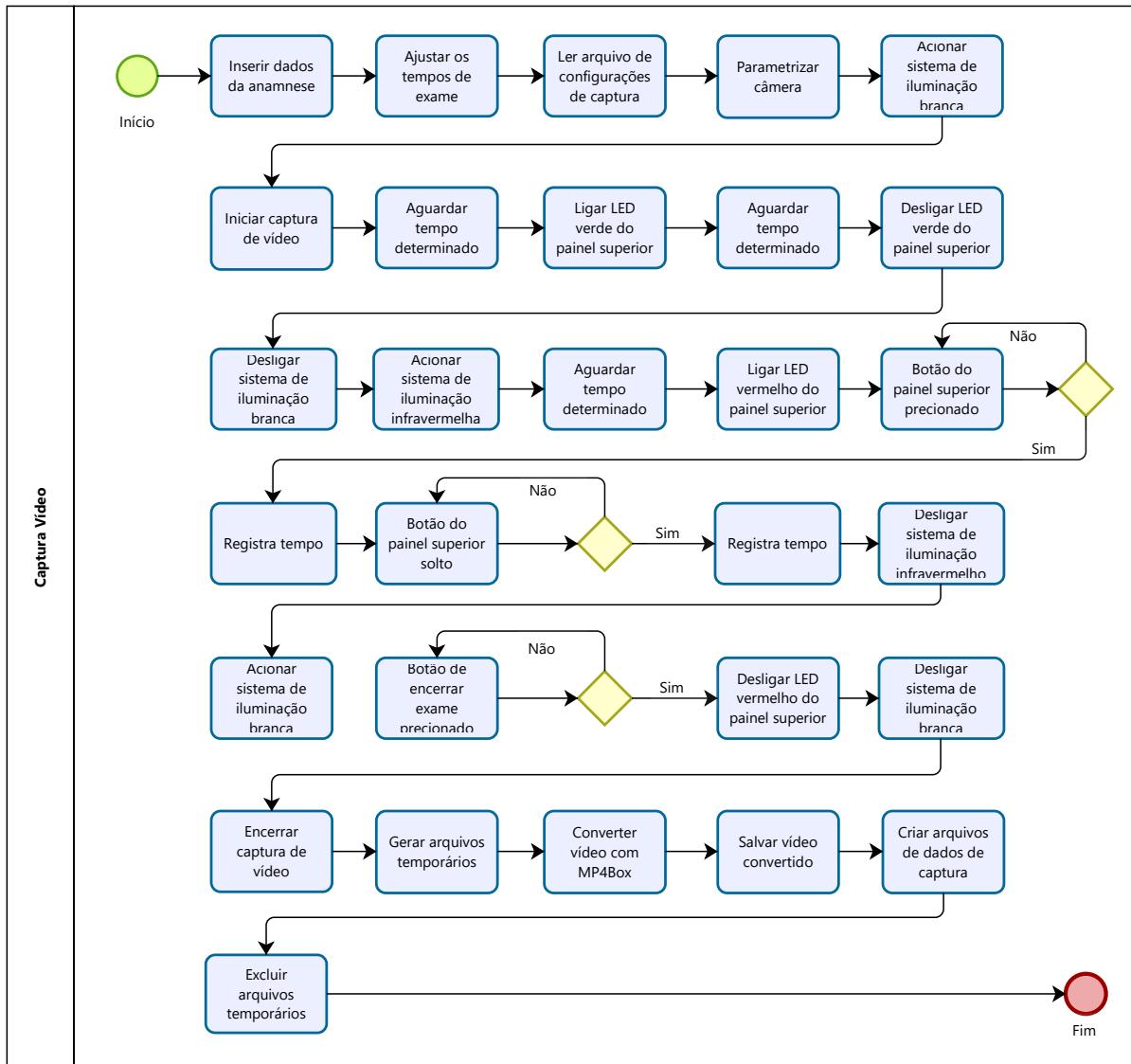
#### 4.2.1.3 Subprocesso Capturar Vídeo

O subprocesso representado na Figura 39 mostra o fluxo do programa quanto a realização dos exames e captura das imagens.

Neste subprocesso primeiramente é inserido os dados da anamnese e então ajustado os tempos de "espera", tempo de "miose" e tempo de "midriase". Então o sistema lê os arquivos de configurações, parametriza a câmera, aciona o sistema de iluminação branca e inicia captura de imagens. Aguarda o tempo de "espera" e liga o LED verde do painel superior. Aguarda o tempo de "midriase". Desliga o LED Verde do painel superior. Neste momento o paciente irá fixar o olhar nos LEDs brancos. Apesar disto, ainda ocorre os movimentos de fixação. O LED verde representa que as imagens que estão sendo capturadas são para estipular um padrão da posição de repouso do olho do paciente. Desliga sistema de iluminação branca e aciona o sistema de iluminação infravermelha. Aguarda o tempo de "miose" pois a manobra deve ser feita em total escuridão. Aciona o LED vermelho do painel superior para informar que a manobra já pode ser executada. O especialista se posiciona para realizar a manobra e no início segura o botão do painel superior pressionado. Executa a manobra e solta o botão. O sistema registra o tempo que o botão foi pressionado e foi solto. Quando o botão é solto o sistema de iluminação infravermelho é desligado e o branco é ligado novamente. Aguarda o comando de que o exame foi concluído. Desliga o LED vermelho do painel superior, desliga o sistema de iluminação branca e encerra a captura.

A biblioteca "picamera" gera arquivos brutos de vídeo de formato "h264", no entanto estes arquivos não podem ser lidos pela biblioteca OpenCV e devem ser convertidos para o for-

Figura 39 – Diagrama Processos - Capturar Vídeo



Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

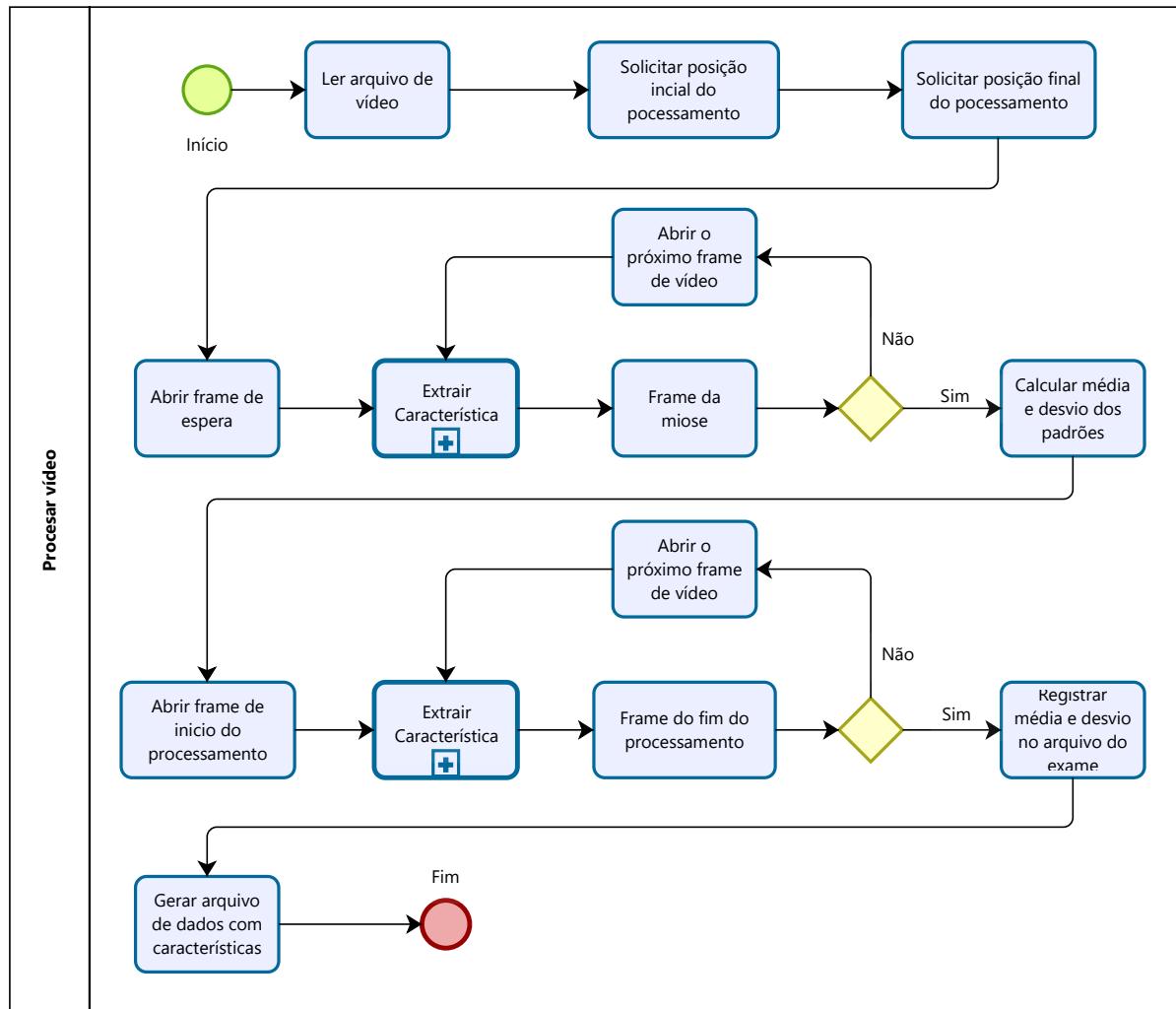
mato MP4 pelo programa MP4Box. O usuário não precisa fazer esta conversão manualmente. O sistema Hórus faz a conversão chamando uma função por linha de comando, mas o programa MP4Box deve estar instalado no Raspberry Pi. Após os arquivo de vídeo ser convertido, ele é salvo no diretório do paciente e é inserido no arquivo do Apêndice E as informações da anamnese e os tempos do exame. Ao concluir os arquivos temporários são excluídos.

#### 4.2.1.4 Subprocesso Processar Vídeo

No subprocesso da Figura 40 é demonstrado o fluxo do processamento das imagens *frame a frame*.

É carregado o vídeo do exame e com base nos tempos do arquivo do Apêndice E (que

Figura 40 – Diagrama Processos - Processar Vídeo



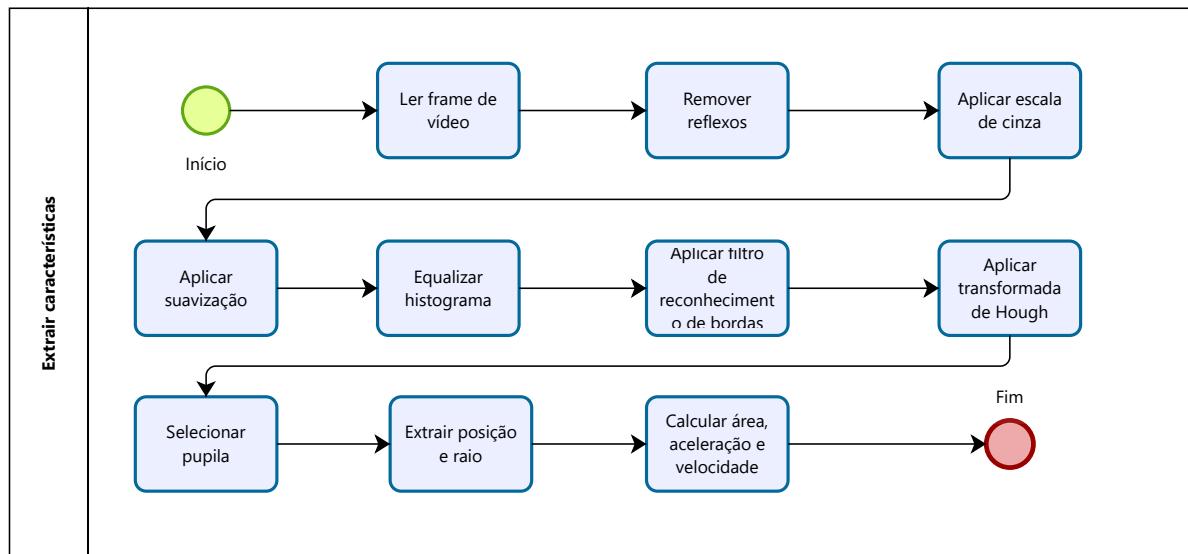
Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

foi gerado no subprocesso anterior) é solicitado o trecho do vídeo que será processado. Afim de agilizar o processamento, a única parte do vídeo que precisa ser processado é onde ocorreu o nistagmo. Abre o *frame* de "espera". Extrai as características através do próximo subprocesso e verifica se é o *frame* de "miose", se não for abre o próximo *frame* e repete o processo. Se for, calcula a média e o desvio das amostras. Abre o *frame* de "início do processamento". Extrai as características e verifica se é o *frame* de "fim do processamento", se não for abre o próximo *frame* e repete o processo. Se for, registra a média e o desvio no arquivo do Apêndice E e gera um arquivo com os valores das características extraídas na região processada. Um trecho deste arquivo pode ser visto no Apêndice F.

#### 4.2.1.5 Subprocesso Extrair Características

No subprocesso da Figura 41 é demonstrado extração das características de um frame.

Figura 41 – Diagrama Processos - Extrair Características



Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

Na primeira etapa o *frame* recebido passa por um tratamento para remover o reflexo dos LEDs no olho do paciente, então, é convertido para escala de cinza afim de termos apenas um canal de cor. Este processo é amplamente utilizado no processamento de imagens que não se necessita de reconhecimento de cores (BARELLI, 2019). Com apenas um canal de cor, o *frame* passa por um filtro de mediana para serem retiradas pequenas interferências e suavizar a imagem. O histograma é equalizado para que realce as bordas do *frame* e então aplicado um filtro Canny para reconhecimento de bordas. Com as bordas binarizadas é aplicada a transformada de Hough. Tal transformada retorna várias circunferências na imagem. A próxima etapa é através de métodos estatísticos determinar qual destas circunferências se trata da íris do paciente. Por fim são extraídas as características de raio, área e centro do objeto de interesse. Com estes atributos é calculado área da íris, a velocidade no eixo X, a velocidade no eixo Y, a aceleração no eixo X, a aceleração no eixo Y, a velocidade escalar e a aceleração escalar através das equações da Tabela 11, onde  $x$  é a posição no eixo X, aumentando da esquerda para a direita,  $y$  é a posição no eixo Y, aumentando de cima para baixo e  $r$  o raio da circunferência.

Tabela 11 – Equações dos dados calculados

Descrição	Equação
Área de Íris	$A = \pi * r^2$
Velocidade no eixo X	$Vx(n) = \frac{dx}{dn}$
Velocidade no eixo Y	$Vy(n) = \frac{dy}{dn}$
Velocidade Escalar	$Ve(n) = \sqrt{\frac{x^2+y^2}{dn}}$
Aceleração no eixo X	$Ax(n) = \frac{d^2x}{dn^2}$
Aceleração no eixo Y	$Ay(n) = \frac{d^2y}{dn^2}$
Aceleração escalar	$Ae(n) = \frac{dVe}{dn}$

Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

#### 4.2.1.6 Processo Exibir Resultados

Neste processo os dados computados anteriormente são organizados e mostrados em um relatório completo para o examinador. Pode ser visto o vídeo podendo passar *frame a frame* com três gráficos com informações que podem ser selecionadas. Uma representação do caminho que o olho do paciente percorreu no exame e todas as informações calculadas do *frame* que está sendo amostrado.

### 4.3 RECURSOS E ORÇAMENTOS

A Tabela 12 esboça uma estimativa de custos para a realização do projeto baseada em uma média de preços do mercado atual dos componentes utilizados. Os gastos são custeados inteiramente pelo autor. Neste levantamento de gastos não foi levado em consideração os valores dos periféricos como teclado e mouse e o monitor de vídeo necessário para os exames.

Tabela 12 – Custo Estimado

<b>Componente</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Valor unitário</b>	<b>Valor total</b>
Raspberry Pi 3 Model B+	1	R\$ 189,99	R\$ 189,99
Câmera Noir V2 8mp	1	R\$ 231,88	R\$ 231,88
Cartão Micro SD Ultra Classe 10 64GB	1	R\$ 47,92	R\$ 47,92
Fonte Para Raspberry Pi 3	1	R\$ 29,40	R\$ 29,40
Óculos VRBox	1	R\$ 31,50	R\$ 31,50
Placa de Fenolite Virgem 20x20 cm	1	R\$ 11,48	R\$ 11,48
Resistor 180 ohms 1/4 de watt	4	R\$ 0,07	R\$ 0,28
Resistor 100 ohms 1/4 de watt	2	R\$ 0,07	R\$ 0,14
Resistor 1k ohms 1/4 de watt	1	R\$ 0,07	R\$ 0,07
Resistor 91 ohms 1/4 de watt	4	R\$ 0,07	R\$ 0,28
Resistor 11k ohms 1/4 de watt	2	R\$ 0,07	R\$ 0,14
LED infravermelho TIL32	4	R\$ 0,60	R\$ 2,40
LED LT5HW3-4D-URC3-P24-Z	4	R\$ 0,75	R\$ 3,00
Transistor BC548	2	R\$ 0,16	R\$ 0,32
Conector pinheader macho 2,54mm	1	R\$ 0,42	R\$ 0,42
Jumper 2,54mm	9	R\$ 0,20	R\$ 1,80
Espaçador de latão	4	R\$ 2,18	R\$ 8,72
Parafusos diversos	4	R\$ 0,10	R\$ 0,40
LEDs coloridos	2	R\$ 0,13	R\$ 0,26
Botão de pulso	1	R\$ 1,00	R\$ 1,00
<b>TOTAL</b>			<b>R\$ 561,40</b>

Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

## 5 RESULTADOS

A adaptação do gabinete, confecção da placa de iluminação e a programação do software do sistema Hórus foram realizadas. Através de testes foi comprovado que o sistema se comportava como o esperado. Tais testes e montagens serão detalhados nesta sessão.

A Figura 42 mostra um voluntário utilizando o óculos adaptado.

Figura 42 – Usuário utilizando o sistema Hórus



Fonte: o autor (2019)

Como o gabinete utilizado se trata de um equipamento comercial e não teve grandes alterações referente à estrutura que tem contato com o usuário, o protótipo se mostrou muito confortável e estável. Isto possibilitou testes mais prolongados e sem trepidações do óculos quando o paciente movia a cabeça.

O sistema de iluminação foi instalado na parte interna do gabinete (Figura 43) possibilitando a movimentação horizontal e aproximação da câmera conforme demonstrado na sessão 4.1.1.

Com o seguinte código pôde-se testar o sistema de iluminação:

```

1 import RPi.GPIO as gpio
2
3 # Configurando GPIO
4 gpio.setmode(gpio.BOARD)

```

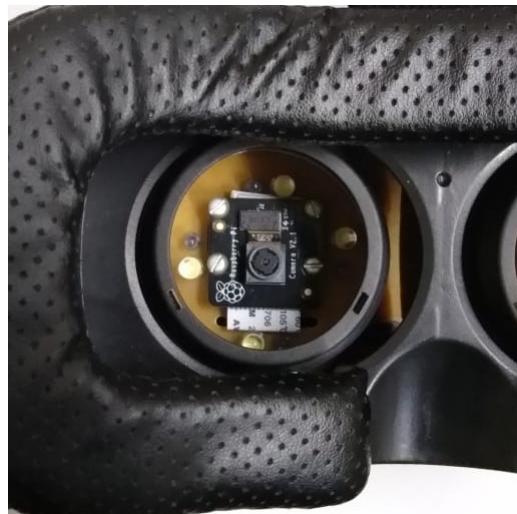
```

5  gpio.setup(38, gpio.OUT)
6  gpio.setup(40, gpio.OUT)
7
8  # Configurando o PWM com os valores iniciais de frequencia e dutycycle
9  self.pwmIr = gpio.PWM(38, 200)
10 self.pwmIr.start(0)
11 self.pwmWhite = gpio.PWM(40, 200)
12 self.pwmWhite.start(0)
13
14 self.pwmIr.ChangeDutyCycle(50)
15 self.pwmWhite.ChangeDutyCycle(10)

```

A luminosidade dos LEDs variou de acordo com os valores passados para a função da linha 14 para os LEDs infravermelho e a função da linha 15 para os LEDs brancos. Com este teste podemos comprovar que o sistema de iluminação funcionou da forma esperada e que o software do sistema Hórus consegue se comunicar com o sistema de iluminação não ocorrendo qualquer tipo de problema.

Figura 43 – Sistema de Iluminação Montado no protótipo



Fonte: o autor (2019)

Com o sistema de iluminação funcionando foi possível captar a primeira imagem do olho de um voluntário. Como pode ser visto na Figura 44a, a imagem saiu sem foco e impossível de distinguir o olho humano. Isso ocorreu porque a Pi Camera tem lentes fixas que vem com foco no infinito de fábrica. É necessário, primeiramente, o ajuste delas para que focalizem o objeto do exame. Essa adaptação se dá com uma ferramenta específica para girar a lente. Tal ferramenta acompanha a câmera. Como a distância entre o olho do voluntário e a lente da câmera irá varia muito pouco, futuros ajustes de foco serão desnecessários. O resultado do ajuste de foco pode

ser visto na Figura 44b.

Figura 44 – Primeiras aquisições de imagem do sistema Hórus



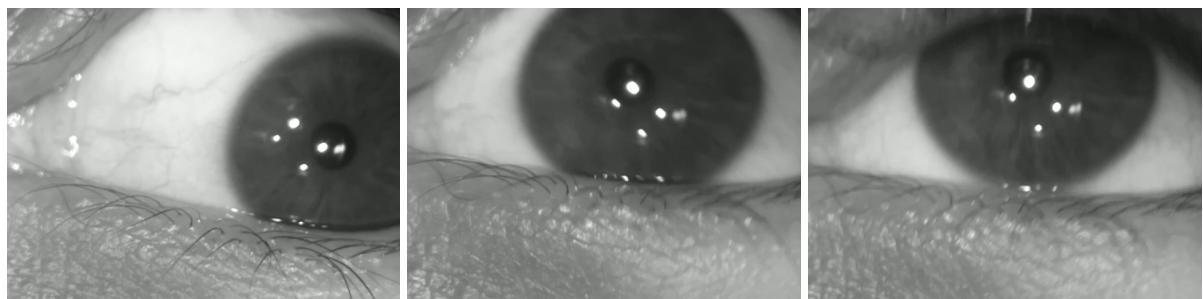
(a) Primeira aquisição do sistema Hórus. (b) Aquisição após ajuste de foco.

Fonte: o autor (2019)

Com o foco ajustado foi possível processar os primeiros vídeos. Foram feitos diversos testes com vários vídeos para que possam ser validados os filtros e a extração das características. As etapas a seguir demonstram a aplicação dos filtros em três *frames* de diferentes aquisições.

Na Figura 45 é apresentado o *frame* original.

Figura 45 – Imagem original antes do processamento.



(a) Aquisção 1. (b) Aquisção 2. (c) Aquisção 3.

Fonte: o autor (2019)

A Figura 45 passa por um tratamento para remoção dos reflexos dos LEDs. Tal processo se baseia essencialmente na matiz da imagem extraindo exatamente os pontos saturados pelos reflexos dos LEDs criando uma máscara. Posteriormente esta área é preenchida com as cores próximas de sua borda. O código em Python referente a esta função é exibido abaixo:

```

1 def removeReflexos(frame):
2     image_in = cv2.cvtColor(frame, cv2.COLOR_BGR2RGB)
3     h, s, v = cv2.split(cv2.cvtColor(image_in, cv2.COLOR_RGB2HSV))
4

```

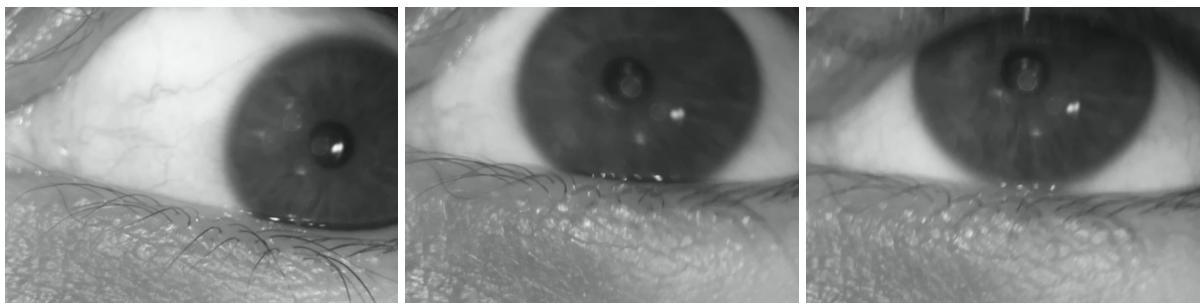
```

5         ret, th = cv2.threshold(h, 20, 255, cv2.THRESH_BINARY_INV)
6
7         disk = cv2.getStructuringElement(cv2.MORPH_ELLIPSE, (13, 13))
8         mascara = cv2.dilate(th.astype(np.uint8), disk)
9
10        corrected = cv2.inpaint(image_in, mascara, 10, cv2.INPAINT_TELEA)
11
12        return corrected

```

Seu resultado pode ser visto na Figura 46.

Figura 46 – Tratamento de reflexo



(a) Aquisição 1.

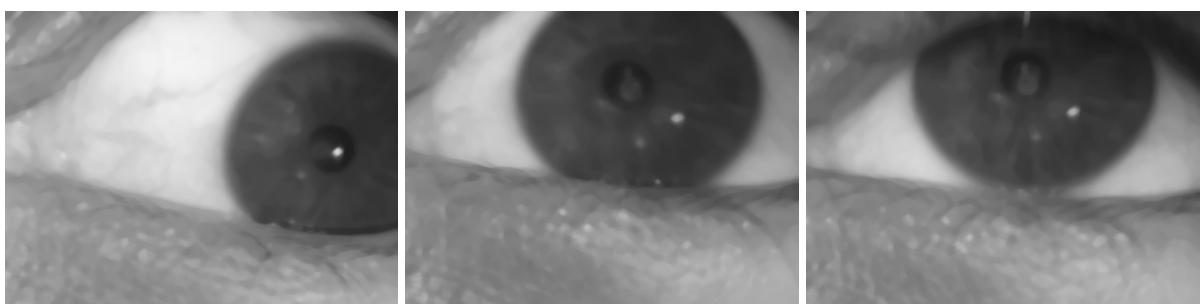
(b) Aquisição 2.

(c) Aquisição 3.

Fonte: o autor (2019)

Na Figura 47 é apresentado o *frame* após passar por uma transformação em escala de tons de cinza, com apenas um canal de cor e passa por um filtro de mediana para retirar pequenas interferências, empiricamente foi estipulado um valor de 13 pixels de diâmetro para este filtro.

Figura 47 – Transformação da imagem em escala de cinza e suavização por mediana



(a) Aquisição 1.

(b) Aquisição 2.

(c) Aquisição 3.

Fonte: o autor (2019)

Percebe-se na Figura 47 que os reflexos diretos dos LEDs sumiram quase na totalidade. Ainda assim o *frame* não está pronto para se aplicar a transformada de Hough. Então o histograma da imagem é equalizado afim de aumentar seu contraste. Tal resultado pode ser visto na

Figura 48. Percebe-se a diminuição de variações de cores e o aumento do gradiente das bordas da imagem.

Figura 48 – Equalização do histograma



(a) Aquisição 1.

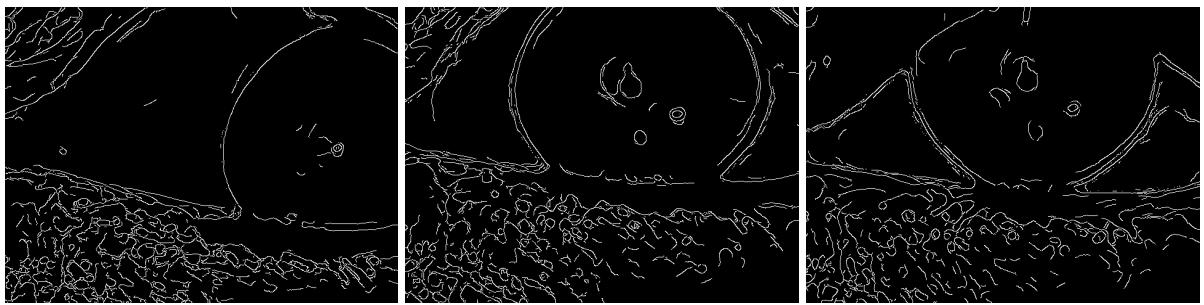
(b) Aquisção 2.

(c) Aquisição 3.

Fonte: o autor (2019)

Com o histograma equalizado é aplicado um filtro Canny para binarizar a imagem e evidenciar as bordas. O resultado deste filtro pode ser visto na Figura 49.

Figura 49 – Realce de bordas



(a) Aquisição 1.

(b) Aquisição 2.

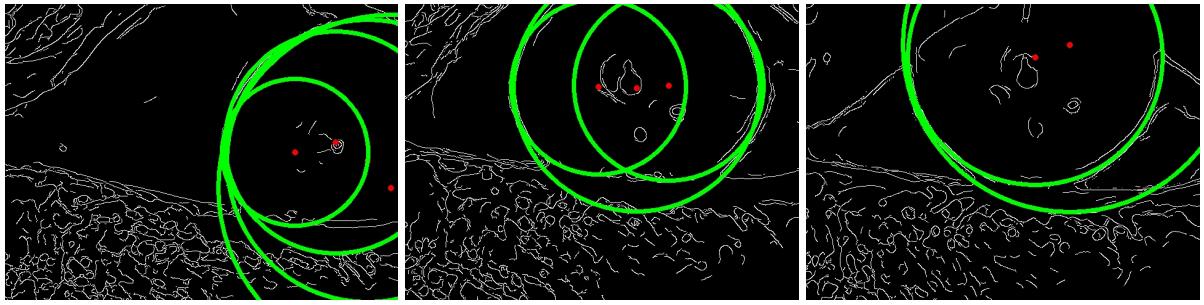
(c) Aquisição 3.

Fonte: o autor (2019)

Agora a imagem está preparada para a aplicação da Transformada de Hough. O funcionamento da transformada é explicado na seção 3.3. No algoritmo proposto apenas são exibidos as circunferências maiores de 100 pixels de raio e menores que 300. O resultado deste processamento pode ser visto na Figura 50.

Nesta representação as linhas em verde são os circunferências e os pontos vermelhos são os centros das circunferências. Nota-se que o algoritmo retorna várias circunferências, e dentre elas o contorno da íris está presente. Os círculos da Figura 50 são processados, com o objetivo de extrair suas características e reconhecer a íris do paciente. Dentre estes objetos foi relacionada a íris com objeto de raio e posição mais próxima do *frame* anterior. O resultado

Figura 50 – Aplicação da transformada de Hough nas amostras



(a) Aquisição 1.

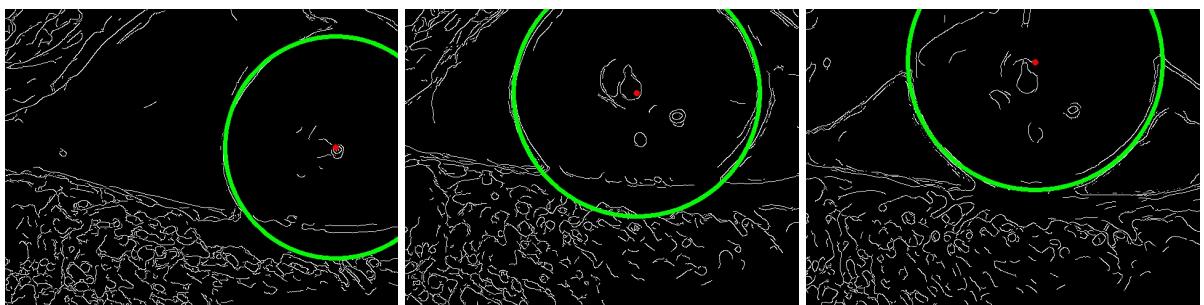
(b) Aquisção 2.

(c) Aquisição 3.

Fonte: o autor (2019)

da seleção pode ser visto na Figura 51. Caso nenhum objeto se enquadre nas especificações mínimas, o centro da pupila é definido como 0 para o eixo X, 0 para o eixo Y e raio igual a 0 para aquele *frame*.

Figura 51 – Seleção da íris



(a) Aquisição 1.

(b) Aquisção 2.

(c) Aquisição 3.

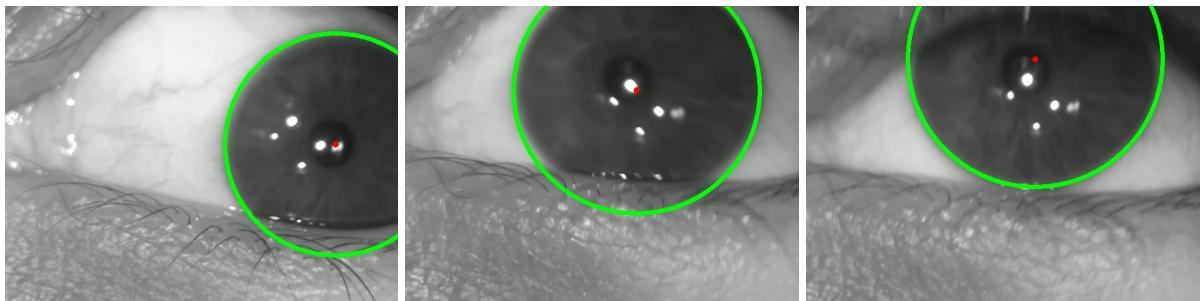
Fonte: o autor (2019)

Por fim o contorno é aplicado a imagem original para mostrar para o usuário a seleção da íris.

Com o algoritmo que faz a busca da íris funcionando, começou a elaboração do *software* final. Para tal o processo de realização do exame foi dividido em três etapas:

- i Exame: Referente a anamnese e a captura de imagens;
- ii Processamento: Etapa que é feito a seleção dos *frames* que serão processados e o processamento do vídeo;
- iii Resultados: Etapa final em que todas as informações do exame são mostradas graficamente.

Figura 52 – Resultado Final



(a) Aquisição 1.

(b) Aquisção 2.

(c) Aquisição 3.

Fonte: o autor (2019)

Na etapa de Exame primeiramente é feito a anamnese com uma entrevista rápida com o paciente. A tela de anamnese é a representada na Figura 53 onde:

- (A): Mostra o nome do paciente e a etapa do exame;
- (B): São as perguntas básicas da anamnese;
- (C): Perguntas para um diagnóstico diferenciado;
- (D): Botão para iniciar o exame.

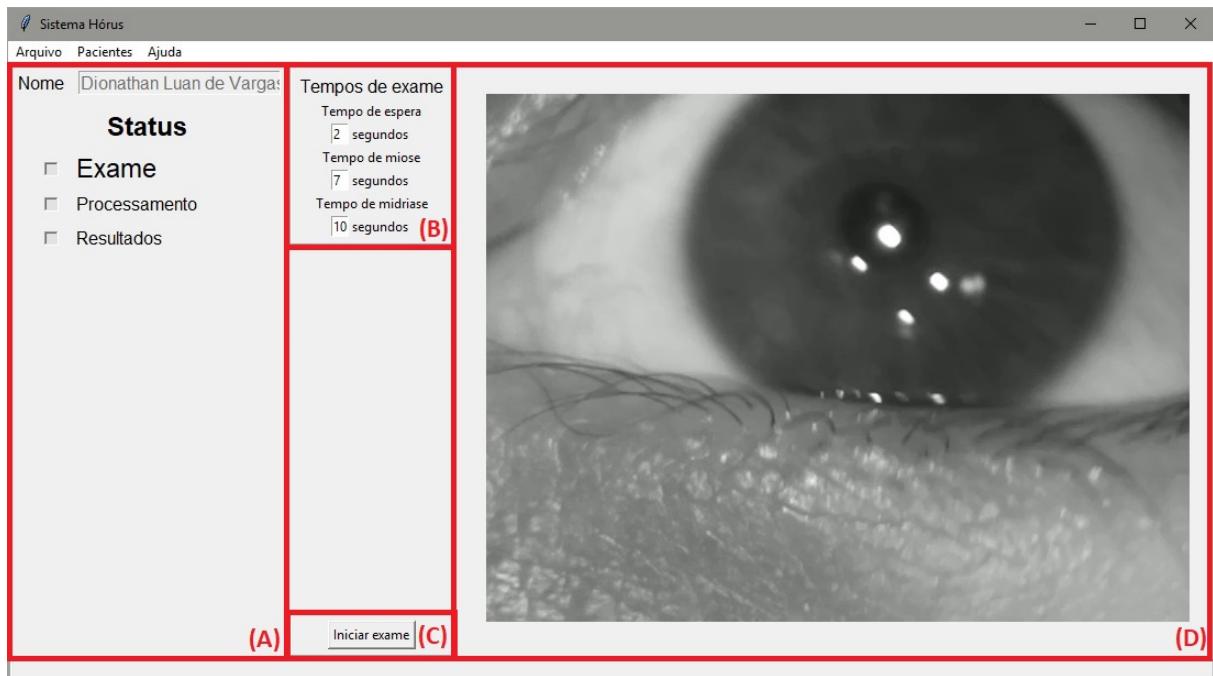
Figura 53 – Tela de Anamnese do Sistema Hórus

Fonte: o autor (2019)

Ao pressionar o botão para iniciar o exame é apresentada a tela da Figura 54 onde:

- (A): Mostra o nome do paciente e a etapa do exame;
- (B): São os tempos da realização do exame, mencionados na Sessão 4.2.1.3 e Sessão 4.2.1.4;
- (C): O botão para iniciar e encerrar a captura de vídeo;
- (D): Tela de amostragem do vídeo capturado pelo Sistema Hórus.

Figura 54 – Tela de Captura do Sistema Hórus



Fonte: o autor (2019)

Ao concluir a captura o usuário é direcionado para a tela de pré-processamento da Figura 55 onde:

- (A): Mostra o nome do paciente, o código do exame, a etapa e botões para navegar entre as etapas de processamento;
- (B): Tela de amostragem do vídeo capturado pelo Sistema Hórus com uma barra de progresso;
- (C): Os tempos da realização do exame, mencionados na Sessão 4.2.1.3 e Sessão 4.2.1.4 e campos para inserir em quais *frames* irá começar o processamento e em qual irá terminar;
- (D): Na parte superior apresenta qual *frame* e em qual tempo está sendo exibido o vídeo, na parte inferior três botões de navegação, um para voltar um *frame*, um para adiantar um *frame* e outro para reproduzir o vídeo.

Figura 55 – Tela de Pré-processamento do Sistema Hórus

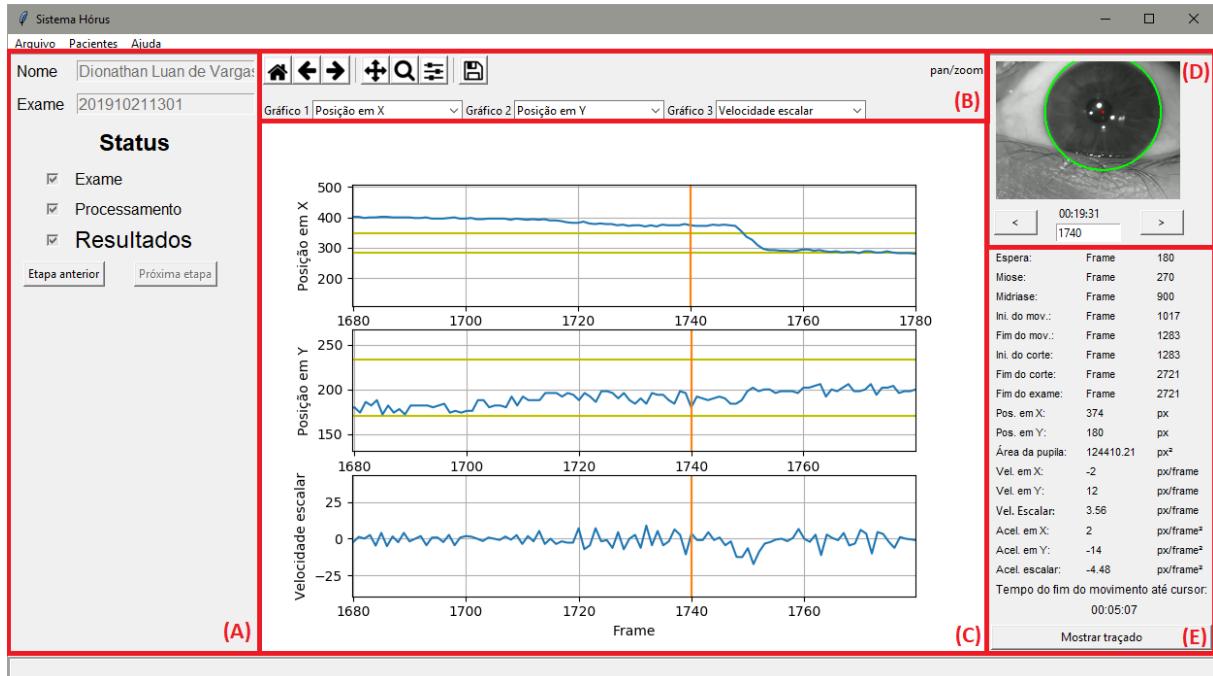


Fonte: o autor (2019)

Por fim, ao pressionar o botão de próxima etapa, é apresentado uma tela com uma barra de status do processamento. Primeiramente é processado a região do vídeo para extrair o padrão da íris parada e posteriormente a região solicitada na etapa anterior. Quando o processamento é concluído, é apresentado a tela de resultados com todas as informações processadas e gráficos para melhor compreensão. Esta tela pode ser vista na Figura 56, onde:

- (A): Mostra o nome do paciente, o código do exame, a etapa e botões para navegar entre as etapas de processamento;
- (B): Controle dos gráficos. Na parte superior pode-se retornar para o gráfico principal, desfazer, refazer, navegar, zoom, aterar escalas e salvar como imagem. Na parte inferior pode-se selecionar quais gráficos deseja-se apresentar, podendo ser de qualquer variável extraída ou calculada da Sessão 4.2.1.5.
- (C): Apresenta os gráficos selecionados no item B. A linha azul representa os dados computados, a linha vermelha representa o cursor e as linhas verdes a média  $\pm$  a variância;
- (D): Acima mostra o *frame* selecionado com a íris e seu centro realçado. Abaixo um seletor de *frame* de vídeo e o tempo do exame.
- (E): Apresenta em qual *frame* foi o tempo de espera, a miose, a midriase, o início do mo-

Figura 56 – Tela de Resultados do Sistema Hórus

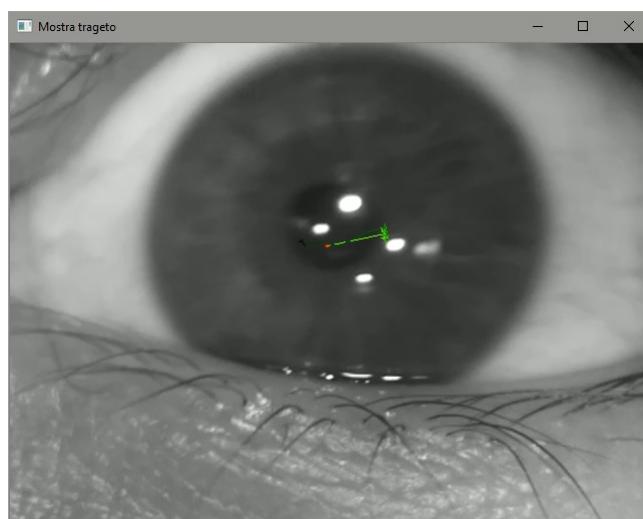


Fonte: o autor (2019)

vimento, o fim do movimento, o início do corte, o fim do corte e o fim do exame. Posteriormente os valores calculados n *frame* de vídeo apresentado. Logo abaixo um marcado que mostra o tempo entre o fim da manobra e o cursor no gráfico. E na parte inferior um botão que serve para mostrar graficamente a trajetória da íres do paciente.

Ao pressionar o botão de mostrar traçado é apresentado para o usuário a tela da Figura

Figura 57 – Tela do trajeto percorrido pelo olho no exame



Fonte: o autor (2019)

57. O ponto vermelho representa o ponto médio calculado na etapa de estabelecer um padrão. O traçado verde é o caminho que o olho do paciente fez entre os *frames* de início do processamento e fim do processamento começando pelo verde claro e ficando mais escuro com o passar do tempo.

Entretanto, devido ao comitê de ética não ter aprovado a tempo os testes com pacientes, não foi possível realizar um estudo mais a fundo dos movimentos oculares. O que pode-se afirmar é que o sistema consegue captar e armazenar imagens com qualidade para serem processadas. Reconhecer a íris, extrair as características *frame a frame* de um trecho de vídeo e apresentar um relatório dos dados computados para o especialista. Através dos gráficos de posição, velocidade e aceleração, da imagem com o trajeto que a íris do paciente fez e o tempo entre o fim da manobra e o cursor é possível dar um diagnóstico mais preciso do que em um exame apenas visual.

## 6 CONCLUSÃO

O trabalho de conclusão de curso aqui desenvolvido tem como objetivo a construção de um equipamento, chamado de sistema Hórus, capaz de capturar eventos de nistagmo através do processamento digital de imagens baseado em conceitos de portabilidade, confiabilidade e segurança (SOARES, 2018).

A execução do protótipo foi embasada a partir de atividades de pesquisa bibliográfica, as quais permitiram a compreensão do fenômeno do nistagmo para posteriormente confeccionar protótipos e realizar testes.

O sistema Hórus se resume em um conjunto de sistema de iluminação, um gabinete, um Raspberry Pi, uma Pi Camera e um software para interação com o mesmo. O sistema tem tamanho reduzido, podendo ser facilmente transportado dentro de uma mochila comum. Ele segue as normas estabelecidas pela IEC-62471 não oferecendo quaisquer riscos aos seus usuários.

O protótipo captura imagens em até 90 *frames* por segundo e as processa gerando arquivos com a posição da pupila no eixo X e Y, velocidade, aceleração e área em cada quadro do vídeo. Estes arquivos, por sua vez, são interpretados gerando um relatório com gráficos que servem para auxiliar o especialista na detecção da lesão do sistema vestibular que causou o nistagmo.

Com a análise gráfica é possível descobrir o sentido e direção do nistagmo horizontal e vertical. Através do marcador também é possível verificar se o nistagmo possui latência. Os vídeos, os dados processados e os dados dos pacientes são armazenando em arquivos para que possam ser comparados com novos exames para se verificar se o tratamento está tendo êxito.

Como a linguagem Python é multiplataforma é possível processar os vídeos capturados pelo equipamento em uma máquina de maior poder computacional simplesmente copiando os dados do Sistema Hórus e executando no programa aqui proposto.

Desta forma, é possível concluir que o projeto atendeu o objetivo principal sem maiores alterações no escopo. Contudo, vale ressaltar a experiência adquirida durante o Trabalho de Conclusão de Curso que foi de grande importância no desenvolvimento e formação pessoal e profissional do acadêmico.

Por fim, com um amplo potencial a ser explorado e diversas possibilidades de melhorias, acredita-se que para futuros trabalhos possa-se aplicar técnicas de inteligência artificial, a fim de diagnosticar autonomamente eventos de nistagmo. Acredita-se também que com uma câmera de maior resolução, com maior frequência de amostragem e um método de emissão de luz

não pontual é possível a implementação do reconhecimento de nistagmo rotacional através de técnicas avançadas de *tracking* em processamento digital de imagens.

## REFERÊNCIAS

- AKIN, Faith W; DAVENPORT, Mary Jo. The validity and reliability of the motion sensitivity test. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2003. Disponível em: <<https://dc.etsu.edu/etsu-works/2424/>>.
- BARELLI, Felipe. **Introdução à Visão Computacional: Uma abordagem prática com Python e OpenCV**. São Paulo - SP - Brasil: Casa do Código, 2019. ISBN 978-85-94188-57-1.
- BHATTACHARYYA, Neil et al. Clinical practice guideline: benign paroxysmal positional vertigo. **Otolaryngology-head and neck surgery**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 139, p. 47–81, 2008.
- BRADSKI, Gary; KAEHLER, Adrian. **Learning OpenCV: Computer vision with the OpenCV library**. Sebastopol - CA - EUA: O'Reilly Media, Inc., 2008. ISBN 978-0-596-51613-0.
- BRAGA, Bruno Perocco; JUNIOR, Leodante Batista da Costa; LAMBERTUCCI, José Roberto. Magnetic resonance imaging of cerebellar schistosomiasis mansoni. **Revista da Sociedade Brasileira de Medicina Tropical**, SciELO Brasil, v. 36, n. 5, p. 635–636, 2003.
- BURGUEÑO-MONTAÑÉS, C; COLUNGA-CUEVA, M. Optical coherence tomography in the diagnosis of achromatopsia. **Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología (English Edition)**, Elsevier, v. 89, n. 2, p. 70–73, 2014.
- COX, David. **Solid State Lighting Science & LED Theory of Operation**. 2010. 72 slides. Disponível em: <<https://www.slideshare.net/davidiancox/solid-state-lighting-science-and-led-theory-of-operation-december-2010>>. Acesso em: 14 maio. 2019.
- COX, Tim. **Raspberry Pi Cookbook for Python Programmers**. Birmingham - WM - Inglaterra: Packt Publishing Ltd., 2014. ISBN 978-1-84969-662-3.
- DANTAS, Adalmir Morterá. **Essencial em Oftalmologia**. 1. ed. São Paulo - SP - Brasil: Guanabara Koogan, 2011. ISBN 978-85-700-6469-1.
- DANTAS, Adalmir Morterá; MONTEIRO, Mário Luiz Ribeiro. **Neuro-oftalmologia**. 2. ed. São Paulo - SP - Brasil: Guanabara Koogan, 2009.
- DORINI, Leyza Elmeri Baldo; ROCHA, Anderson de Rezende. Detecção de círculos em imagens através da transformada de hough. 2011.
- ESQUEF, Israel Andrade. **Técnicas de entropia em processamento de imagens**. Monografia (Mestrado) — Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas, Rio de Janeiro - RJ, 2002. Disponível em: <[http://cbpfindex.cbpf.br/publication\\_pdfs/TESE\\_vfinal.2006\\_05\\_07\\_11\\_04\\_41.pdf](http://cbpfindex.cbpf.br/publication_pdfs/TESE_vfinal.2006_05_07_11_04_41.pdf)>.
- EU, European Union. **DIRECTIVE 2006/25/EC: Artificial Optical Radiation**. Bilbao, Espanha, 2006. Disponível em: <<https://osha.europa.eu/pt/legislation/directives/directive-2006-25-ec-of-the-european-parliament-and-of-the-council-of-5-april-2006>>.
- FATTINI, Carlos Américo; DANGELO, Jose Geraldo. **Anatomia humana sistêmica e segmentar**. 3. ed. Rio de Janeiro - RJ - Brasil: Atheneu, 2007.

FULLER, DR; PIMENTEL, JT; PEREGOY, BM. **Anatomia e fisiologia aplicadas à fonoaudiologia**. 1. ed. Barueri, SP: Manole, 2014. ISBN 978-85-204-4955-4.

GANANÇA, Fernando Freitas et al. Sinais e sintomas vestibulares e doenças do sistema nervoso central. **Revista Equilíbrio Corporal e Saúde**, v. 8, n. 1, p. 33–40, 2017.

GANANÇA, Maurício Malavasi; CAOVILLA, Heloísa Helena; GANANÇA, Fernando Freitas. Electronystagmography versus videonystagmography. **Brazilian journal of otorhinolaryngology**, SciELO Brasil, v. 76, n. 3, p. 399–403, 2010. Disponível em: <[http://www.scielo.br/pdf/bjorl/v76n3/en\\_v76n3a21.pdf](http://www.scielo.br/pdf/bjorl/v76n3/en_v76n3a21.pdf)>.

GONÇALVES, Vitória Pereira; SCHARLACH, Renata Coelho. Avaliação oculomotora em adultos: um estudo do efeito da idade e de alterações visuais. **Audiol., Commun. res**, v. 21, p. e1704–e1704, 2016.

GRAAFF, Kent Marshall Van de. **Anatomia humana**. Barueri - SP - Brasil: Manole, 2003.

GUYTON, AC; HALL, JE. **Tratado de fisiologia médica**. 12. ed. Rio de Janeiro - RJ - Brasil: Elsevier Brasil, 2011. ISBN 978-85-352-4980-4.

HASSANEIN, Allam Shehata et al. A survey on hough transform, theory, techniques and applications. **arXiv preprint arXiv:1502.02160**, 2015.

HUEB, Marcelo Miguel; FELICIANO, Camila Pazian. Avaliação diagnóstica das síndromes vertiginosas. **Revista Hospital Universitário Pedro Ernesto**, v. 11, n. 3, 2012.

INTERACOUSTICS. **Instructions for Use VNG Stand Alone Unit VN415/VO425**. Middelfart, Dinamarca, 2013. Disponível em: <<https://www.interacoustics.com/support/vng/vng-manuals/309-ce-manual-part1-vn415-vo425>>. Acesso em: 17 abr. 2019.

JAEGER, Claus. Eye safety of ireds used in lamp applications. **Application note, OSRAM Opto Semiconductors GmbH**, <https://dammedia.osram.info/media/resource/hires/oseam-dam-2496541/Eya safety of IREDs used in lamp applications.pdf>, 2009.

KAHLE, Werner; FROTSCHER, Michael. **Color Atlas and Textbook of Human Anatomy: Nervous system and sensory organs**. Stuttgart, Alemanha: Thieme, 2003.

LEIGH, R John; ZEE, David S. **The neurology of eye movements**. Ranchocordova, CA - United States: OUP USA, 2015.

MARTINS, Milton de Arruda et al. **Clínica Médica: doenças dos olhos, doenças dos ouvidos, nariz e garganta, neurologia, transtornos mentais**. 2. ed. Barueri - SP - Brasil: Manole, 2016.

MARTINS, Murilo Fernandes; TONIDANDEL, Flavio; BIANCHI, Reinaldo AC. Reconhecimento de objetos em tempo real para futebol de robôs. p. 173–182, 2006.

MEZZALIRA, R et al. **Otoneurologia clínica**. Rio de Janeiro - RJ - Brasil: Revinter, 2014.

MONTEIRO, Marta et al. Videonistagmografia e posturografia computorizada indicações e limitações. **Revista Portuguesa de Otorrinolaringologia e Cirurgia Cérvico-Facial**, v. 46, n. 2, p. 89–93, 2008. Disponível em: <<https://www.journalsporl.com/index.php/sporl/article/view/339/292>>.

MOTA, Gustavo Perroni. **Desenvolvimento de Dispositivo Portátil para Aquisição de Imagens de Pupilometria Dinâmica para Diagnóstico Precoce de Neuropatia Autonômica em Pacientes com Diabetes.** 97 p. Monografia (Graduação) — Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis - SC, 2018. Disponível em: <<https://repositorio.ufsc.br/handle/123456789/183463>>.

OPENCV. **Open Source Computer Vision Library.** 2019. Disponível em: <<https://opencv.org/>>. Acesso em: 16 abr. 2019.

OPTIVISTA, Serviço de apoio. **O Olho Humano.** 2017. Disponível em: <<https://www.optivista.com.br/pt/olho-humano/>>. Acesso em: 25 mar. 2019.

PEDERSEN, Simon Just Kjeldgaard. Circular hough transform. **Aalborg University, Vision, Graphics, and Interactive Systems**, v. 123, n. 6, 2007.

PEREIRA, Manuel Monteiro. **Nistagmo.** 2019. Disponível em: <<https://www.saudebemestar.pt/pt/clinica/oftalmologia/nistagmo/>>. Acesso em: 07 abr. 2019.

PI, Raspberry. **Raspberry Pi Foundation.** 2019. Disponível em: <<https://www.raspberrypi.org>>. Acesso em: 13 abr. 2019.

RASPIAN. **Raspian.** 2019. Disponível em: <<https://www.raspberrypi.org>>. Acesso em: 13 abr. 2019.

RHODY, Harvey. Lecture 10: Hough circle transform. **Chester F. Carlson Center for Imaging Science, Rochester Institute of Technology**, 2005.

ROMANO, Fabrizio. **Learning Python.** Birmingham - WM - Inglaterra: Packt Publishing Ltd, 2015.

SCHUBERT, Michael C; MINOR, Lloyd B. Vestibulo-ocular physiology underlying vestibular hypofunction. **Physical therapy**, Oxford University Press, v. 84, n. 4, p. 373–385, 2004. Disponível em: <[https://www.researchgate.net/publication/8650699\\_Vestibulo-ocular\\_Physiology\\_Underlying\\_Vestibular\\_Hypofunction](https://www.researchgate.net/publication/8650699_Vestibulo-ocular_Physiology_Underlying_Vestibular_Hypofunction)>.

SCOLARO, Geovani Rodrigo. **Sistema de Eletronistagmografia Computadorizado.** 108 p. Monografia (Graduação) — Faculdades Integradas da Rede de Ensino UNIVEST, Lages - SC, 2005.

SHAH, Samarth. **Learning Raspberry Pi.** Birmingham, Inglaterra: Packt Publishing Ltd, 2015. ISBN 978-17-839-8282-0.

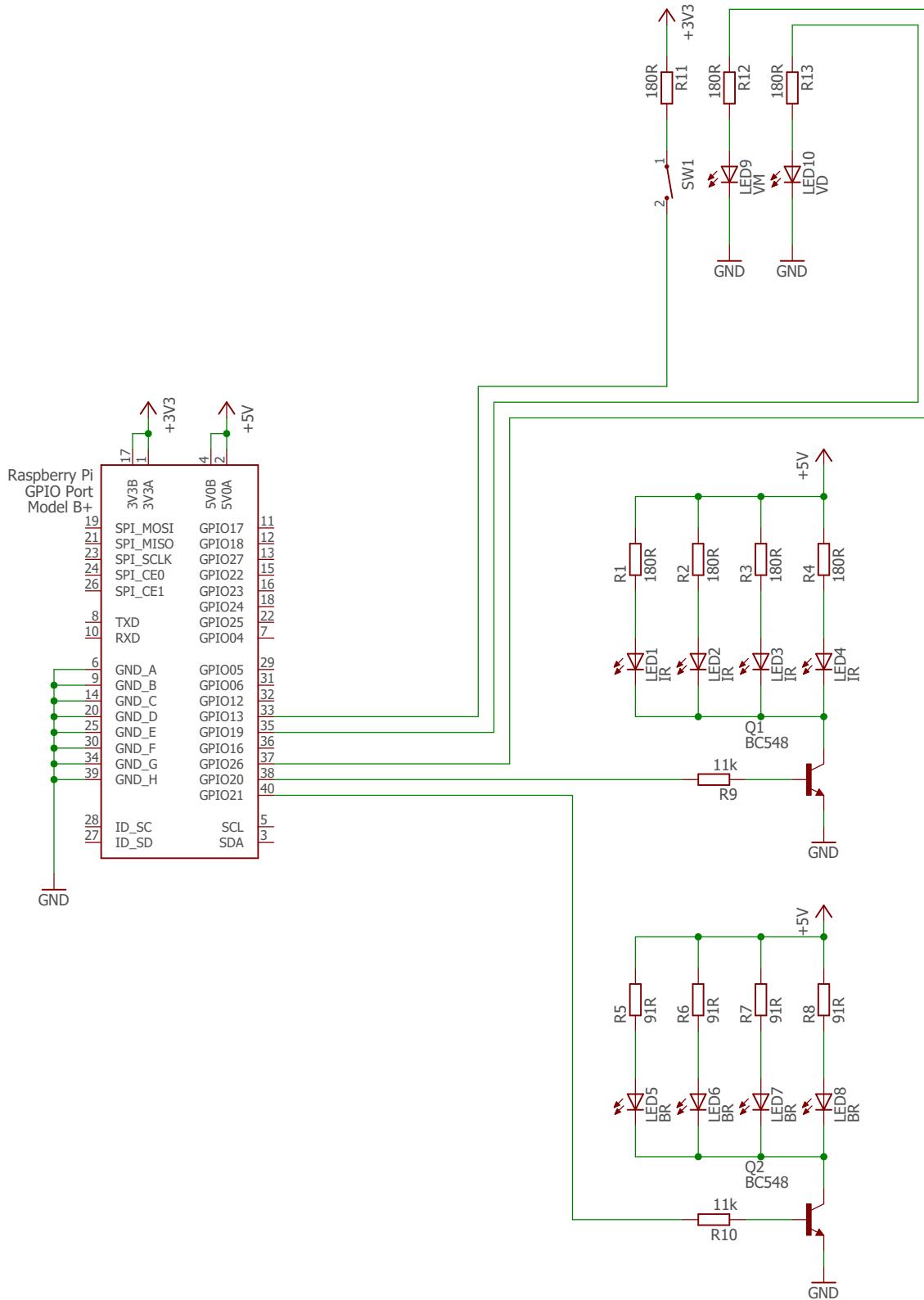
SILVEIRA, Adriana Laybauer et al. Videonistagmografia em idosos: Análise retrospectiva dos resultados obtidos em um hospital público. **Congresso Nacional do Envelhecimento Humano**, 2016.

SOARES, Breno H. M. **O que é Nistagmo? Tipos (vestibular, congênito), causas, tem cura?** 2018. Disponível em: <<https://minutosaudavel.com.br/nistagmo/>>. Acesso em: 13 mar. 2019.

TIOBE. **TIOBE Index.** 2019. Disponível em: <<https://www.tiobe.com/tiobe-index/>>. Acesso em: 20 mar. 2019.

VRBOX. **vrBox.** 2019. Disponível em: <<http://www.vr-box.es/>>. Acesso em: 15 mai. 2019.

**APÊNDICE A – ESQUEMÁTICO ELÉTRICO DO SISTEMA HÓRUS**



Date: 18/12/2019 20:40

TITLE: Hórus

Sheet: 1/1

## APÊNDICE B – SCRIPT DE INSTALAÇÃO DE RECURSOS PARA FUNCIONAMENTO DO SISTEMA

```
echo "## Atualizando sistema ##"
sudo apt-get update
sudo apt-get upgrade

echo "## Instalando dependencias ##"
sudo apt-get install build-essential cmake pkg-config
sudo apt-get install libjpeg-dev libtiff5-dev libjasper-dev
libpng12-dev
sudo apt-get install libavcodec-dev libavformat-dev libswscale-
dev libv4l-dev
sudo apt-get install libxvidcore-dev libx264-dev
sudo apt-get install libgtk2.0-dev libgtk-3-dev
sudo apt-get install libatlas-base-dev gfortran

echo "## Instalando Python3 ##"
sudo apt-get install python3-dev
sudo apt-get install python3-pip

echo "## Instalando Opencv e outras bibliotecas##"
pip3 install numpy
pip3 install opencv-python
pip3 install picamera
pip3 install Pillow
pip3 install matplotlib

echo "## Instalando dependencias da camera ##"
sudo apt-get install libqtgui4
sudo modprobe bcm2835-v4l2
sudo apt-get install libqt4-test
```

```
echo "## Instalando MP4Box"
sudo apt-get install gpac

echo "## Instalando Samba ##"
sudo apt-get install samba
mkdir /home/pi/Compartilhada
chmod 777 /home/pi/Compartilhada
```

## APÊNDICE C – ARQUIVO DE CONFIGURAÇÃO DA PI CÂMERA

```
1  {
2      "monitorHeight": 1920,
3      "monitorWidth": 980,
4
5      "ledIr": 100,
6      "ledBr": 100,
7
8      "contraste": 0,
9      "saturacao": 0,
10     "nitidez": 0,
11     "brilho": 50,
12
13    "cameraMode": 7,
14    "fps": 90,
15
16    "colorEffect": false,
17    "rColor": 128,
18    "bColor": 128,
19    "gColor": 128
20 }
```

## APÊNDICE D – ARQUIVO DE DADOS DO PACIENTE

```
1  {
2      "nome": "Dionathan Luan de Vargas",
3      "dataNascimento": "17/06/1990",
4      "rg": "1.234.567",
5      "cpf": "123.456.789-01",
6      "orientacaoSexual": "Masculino",
7      "estadoCivil": "Solteiro",
8      "telefone": "(12) 3456-7890",
9      "celular": "(12) 13451-1234",
10     "recado": "(12) 0987-6543",
11     "endereco": "Rua Limeira, 380",
12     "estado": "Santa Catarina (SC)",
13     "cidade": "Luzerna",
14     "cep": "89609-000",
15     "profisao": "Tecnico de Laboratorio",
16     "empresa": "Instituto Federal Catarinense",
17     "eTelefone": "(12) 6132-6124",
18     "observacoes": "Um exemplo \nde\npaciente cadastrado"
19 }
```

## APÊNDICE E – ARQUIVO DE ANAMNESE DO EXAME

```
1  {
2      "nome": "Dionathan Luan de Vargas",
3
4      "exame": "S",
5      "processamento": "S",
6      "resultados": "N",
7
8      "numero": "201911221444",
9      "data": "22/11/2019",
10     "hora": "14:44",
11
12     "problemaSaude": "N",
13     "tProblemaSaude": "",  
14     "medicamento": "N",
15     "tMedicamento": "",  
16     "tratamento": "N",
17     "tTratamento": "",  
18     "alergia": "N",
19     "tAlergia": "",  
20     "lentes": "O",
21     "fatigavel": false,  
22     "mudaPosicao": false,  
23     "continuo": false,  
24     "vertigem": false,  
25     "navralgia": false,  
26     "intensas": false,  
27
28     "t1": 180,
29     "t2": 630,
30     "t3": 900,
31     "t4": 1017,
32     "t5": 1326,
33     "t6": 2720,
34     "t7": 3285,
35     "t8": 4726,  
36
37     "frames": 4826.0,
38     "fps": 90.0,  
39
40     "mediaX": "",  
41     "desvioX": "",  
42     "mediaY": "",  
43     "desvioY": "",  
44 }
```

## APÊNDICE F – ARQUIVO DE DADOS DO EXAME

Trecho do arquivo de dados de um exame realizado.

```

40 1322;0;0;0;418;-428;0;190;-190;0.0;459.16;-468.24;0;0;0
41 1323;81433.22;100;418;-10;-6;190;0;14;459.16;-9.08;0.92;0;0;0
42 1324;92940.88;100;408;-16;24;190;14;-20;450.07;-8.17;12.58;0;0;0
43 1325;111036.45;100;392;8;-2;204;-6;4;441.9;4.42;0.09;0;0;0
44 1326;101787.6;100;400;6;-20;198;-2;12;446.32;4.51;-12.52;0;0;0
45 1327;94024.73;100;406;-14;38;196;10;-22;450.83;-8.0;24.18;0;0;0
46 1328;113411.49;100;392;24;-26;206;-12;16;442.83;16.18;-16.28;0;0;0
47 1329;87615.88;100;416;-2;-4;194;4;-4;459.01;-0.1;-5.31;0;0;0
48 1330;87615.88;100;414;-6;10;198;0;-2;458.91;-5.41;8.14;0;0;0
49 1331;94024.73;100;408;4;20;198;-2;-4;453.51;2.74;16.62;0;0;0
50 1332;91863.31;100;412;24;-460;196;-6;-184;456.25;19.36;-494.96;0;0;0
51 1333;66966.19;100;436;-436;844;190;-190;392;475.6;-475.6;930.87;0;0;0
52 1334;0;0;0;408;-404;0;202;-210;0.0;455.27;-455.14;0;0;0
53 1335;99538.22;100;408;4;-4;202;-8;14;455.27;0.12;2.47;0;0;0
54 1336;91863.31;100;412;0;-22;194;6;12;455.39;2.59;-13.77;0;0;0
55 1337;94024.73;100;412;-22;50;200;18;-38;457.98;-11.19;26.92;0;0;0
56 1338;124410.21;100;390;28;-54;218;-20;44;446.79;15.73;-27.76;0;0;0
57 1339;89727.03;100;418;-26;48;198;24;-48;462.52;-12.03;20.44;0;0;0
58 1340;128189.55;100;392;22;-40;222;-24;32;450.5;8.41;-20.95;0;0;0
59 1341;95114.86;100;414;-18;14;198;8;-6;458.91;-12.54;9.92;0;0;0
60 1342;115811.67;100;396;-4;12;206;2;-4;446.38;-2.61;8.77;0;0;0
61 1343;121922.07;100;392;8;-12;208;-2;22;443.77;6.16;-0.14;0;0;0
62 1344;114608.44;100;400;-4;8;206;20;-38;449.93;6.02;-11.13;0;0;0
63 1345;129461.89;100;396;4;-6;226;-18;28;455.95;-5.1;8.05;0;0;0
64 1346;117021.18;100;400;-2;2;208;10;-6;450.85;2.94;-1.01;0;0;0
65 1347;125663.71;100;398;0;2;218;4;-4;453.79;1.94;-0.19;0;0;0
66 1348;126923.48;100;398;2;-2;222;0;2;455.73;1.75;-0.77;0;0;0
67 1349;126923.48;100;400;0;0;222;2;-6;457.48;0.97;-2.91;0;0;0
68 1350;132025.43;100;400;0;-2;224;-4;2;458.45;-1.94;-0.77;0;0;0
69 1351;128189.55;100;400;-2;4;220;-2;8;456.51;-2.72;7.37;0;0;0
70 1352;123163.0;100;398;2;-4;218;6;-18;453.79;4.66;-12.16;0;0;0
71 1353;133316.63;100;400;-2;0;224;-12;14;458.45;-7.51;6.69;0;0;0
72 1354;119459.06;100;398;-2;2;212;2;4;450.94;-0.82;3.7;0;0;0
73 1355;123163.0;100;396;0;0;214;6;-10;450.12;2.88;-4.81;0;0;0
74 1356;125663.71;100;396;0;6;220;-4;2;453.01;-1.93;6.26;0;0;0
75 1357;123163.0;100;396;6;8;216;-2;10;451.08;4.33;11.78;0;0;0
76 1358;118236.98;100;402;14;4;214;8;-6;455.41;16.12;0.75;0;0;0
77 1359;123163.0;100;416;18;-10;222;2;6;471.53;16.87;-6.08;0;0;0
78 1360;115811.67;100;434;8;-4;224;8;-6;488.4;10.79;-6.32;0;0;0
79 1361;117021.18;100;442;4;-10;232;2;2;499.19;4.47;-7.89;0;0;0
80 1362;117021.18;100;446;-6;6;234;4;-2;503.66;-3.41;4.37;0;0;0

```

**ANEXO A – DATASHEET TIL32**

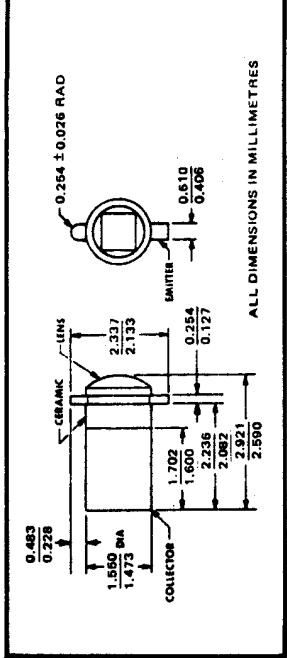
### Light Emitters

Device Type	Power Output min. @ IF mA	V <sub>F</sub> typ. V	θ <sub>HP</sub> max. @ IF mA	λ <sub>P</sub> typ. μm	Key Features
TIL23	0.4	50	35°	0.93	Pill package for mounting on double-sided printed circuit board
TIL24	1.0	50	35°	0.93	
TIL25	0.7	50	35°	0.94	
TIL31	3.3	100	10°	0.94	Hermetically sealed TO18 package
TIL33	2.5	100	80°	0.94	
TIL34	1.6	100	10°	0.94	Low cost 3 mm plastic package
TIL32	0.5	20	35°	0.94	Low cost 3 mm plastic package
TIL38	6.0	100	60°	0.94	Low cost 5 mm plastic package

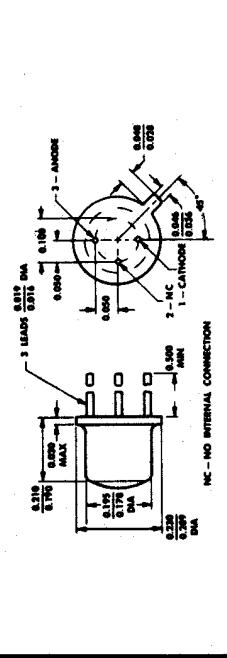
www.DataSheet4TIL38.com

### Light Sensors

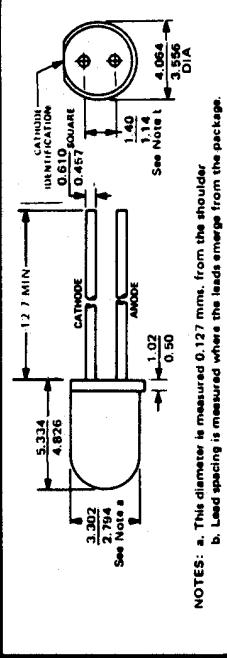
Device Type	Type	Light Current min. mA	Light Current max. @ V mA	Dark Current max. @ V nA	Power Diss. mW	Key Features
LS600	Phototransistor	0.8	—	5	25	Pill package
LS602	Phototransistor	0.5	—	5	25	
LS611	Phototransistor	0.5	2	5	25	
LS612	Phototransistor	1	3	5	25	
LS613	Phototransistor	2	4	5	25	
LS614	Phototransistor	3	5	5	25	
LS615	Phototransistor	4	6	5	25	
LS616	Phototransistor	5	7	5	25	
LS617	Phototransistor	6	8	5	25	
LS618	Phototransistor	7	9	5	25	
LS619	Phototransistor	8	—	5	25	
TIL63	Phototransistor	0.4	—	5	25	
TIL64	Phototransistor	0.4	1.6	5	25	
TIL65	Phototransistor	1	4	5	25	
TIL66	Phototransistor	2.5	10	5	25	
TIL67	Phototransistor	6	—	5	25	
TIL78	Phototransistor	1	—	5	25	
TIL81	As Phototransistor	5	—	5	100	TO-18 package with narrow field of view
TIL89	As Photodiode	170 * μA typ	—	0-50	10	Similar to TIL81 except flat lens
TIL99	As Phototransistor	1	—	5	100	TO-18 package
TIL100	As Photodiode	40 * μA typ	—	0-50	10	Low-cost 'side looker' package
	Photodiode	6 A/W	—	50	100	Glass, hermetically sealed
LS400	Phototransistor	1	—	5	25	
TIL401	Phototransistor	0.5	3	5	25	
TIL402	Phototransistor	2	6	5	25	
TIL403	Phototransistor	5	10	5	25	
TIL404	Phototransistor	8	16	5	25	
TIL405	Phototransistor	10	20	5	25	



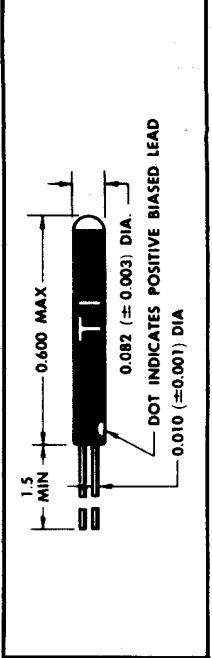
Pill Package



TO-18 Hermetic Seal



Low Cost Plastic Package



Hermetic Seal Glass Package © ALL DIMENSIONS IN INCHES  
www.DataSheet4U.com

**ANEXO B – DATASHEET LT5HW3-4D-URC3-P24-Z**



LEDTECH ELECTRONICS CORP.

NANYA ROAD,MUGANG ZHAOQING  
CITY GUANGDONG CHINA.

TEL:86-758-2875541,2870651,2877464,2876185,2877017

FAX:86-758-2878014

[Http://www.ledtech.com.tw](http://www.ledtech.com.tw)

# SPECIFICATION

*PART NO. : LT5HW3-4D-URC3-P24-Z*

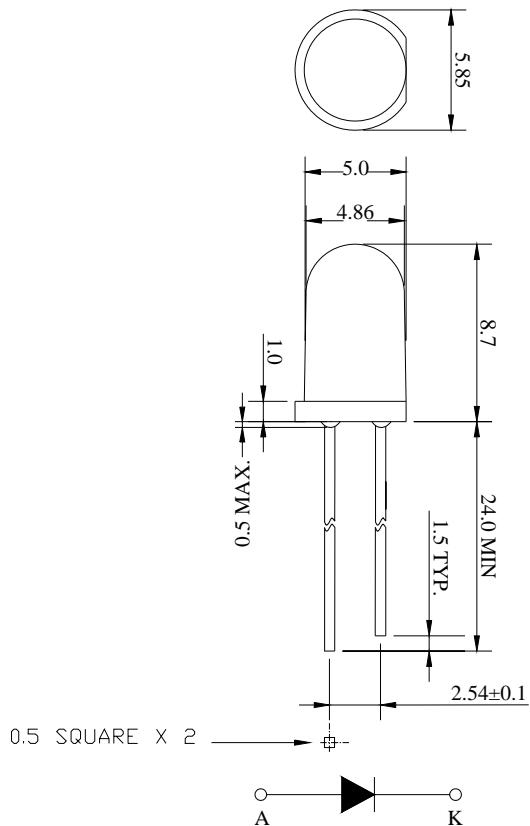
*5.0mm ROUND LED LAMP*



Approved by	Checked by	Prepared by
<i>Tung</i>	<i>Yang</i>	<i>Haibo</i>

## Description

This white lamp is made with InGaN/Sapphire chip and water clear epoxy resin.



### Notes:

1. All dimensions are in mm.
2. Tolerance is  $\pm 0.25$ mm unless otherwise noted.

## Description

Part No.	LED Chip		Lens Color
	Material	Emitting Color	
LT5HW3-4D-URC3-P24-Z	InGaN/Sapphire	White	Water clear



LT5HW3-4D-URC3-P24-Z

5.0mm ROUND LED  
LAMP**Absolute Maximum Ratings at Ta=25**

Parameter	Symbol	Rating	Unit
Power Dissipation	P <sub>D</sub>	120	mW
Reverse Voltage	V <sub>R</sub>	5	V
D.C. Forward Current	I <sub>f</sub>	30	mA
Reverse (Leakage) Current	I <sub>r</sub>	50	μA
Peak Current(1/10Duty Cycle,0.1ms Pulse Width.)	I <sub>f</sub> (Peak)	100	mA
Operating Temperature Range	T <sub>opr</sub>	-25 to +85	
Storage Temperature Range	T <sub>stg</sub>	-40 to +100	
Soldering Temperature(1.6mm from body)	T <sub>sol</sub>	Dip Soldering : 260°C for 5 sec. Hand Soldering : 350°C for 3 sec.	
Electrostatic discharge	ESD	6000	V

**Electrical and Optical Characteristics:**

Parameter	Symbol	Condition	Min.	Typ.	Max.	Unit
Luminous Intensity	I <sub>v</sub>	I <sub>f</sub> =20mA	4800	7000		mcd
Forward Voltage	V <sub>f</sub>	I <sub>f</sub> =20mA		3.2	4.0	V
CIE Chromaticity Coordinates:X Axis	X	I <sub>f</sub> =20mA		0.31		
CIE Chromaticity Coordinates:Y Axis	Y	I <sub>f</sub> =20mA		0.30		
Reverse (Leakage) Current	I <sub>r</sub>	V <sub>r</sub> =5V			50	μA
Viewing Angle	2 1/2	I <sub>f</sub> =20mA		30		deg

Notes:1. The datas tested by IS tester.

2. Customer's special requirements are also welcome.

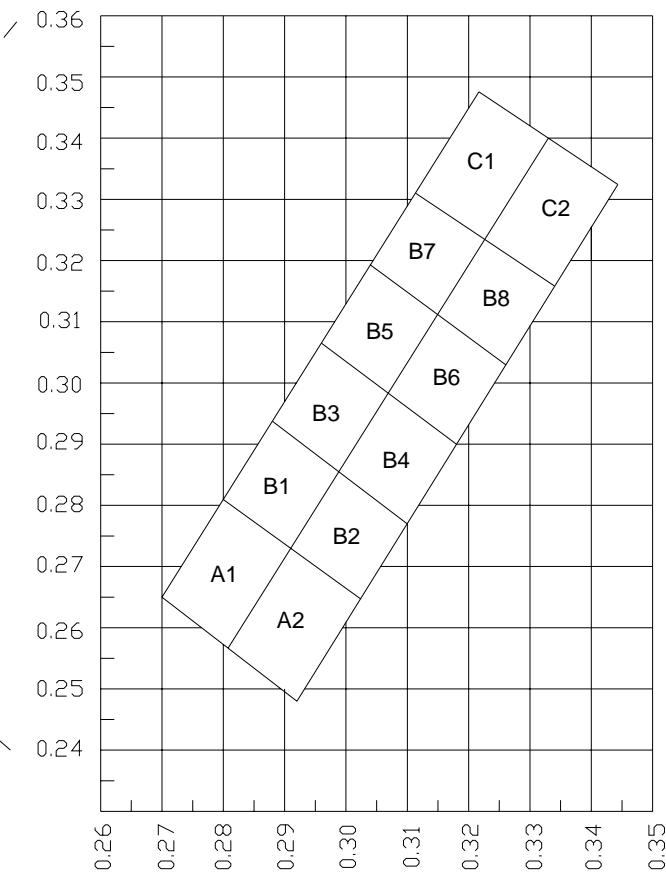
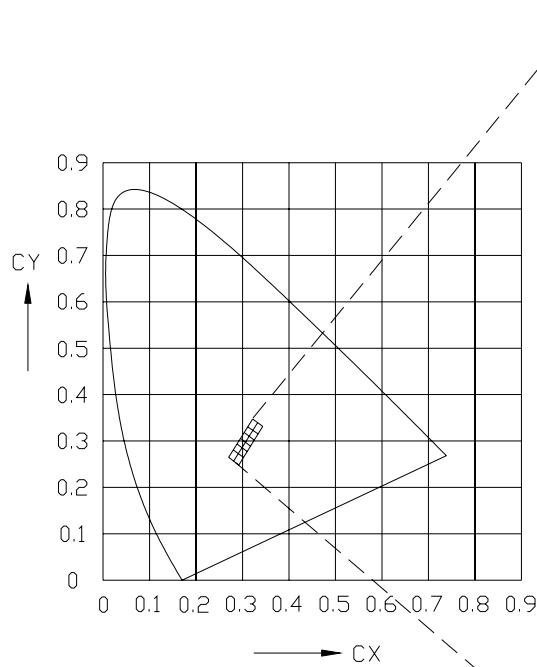
## Chromaticity Coordinates Specifications for Bin Grading:

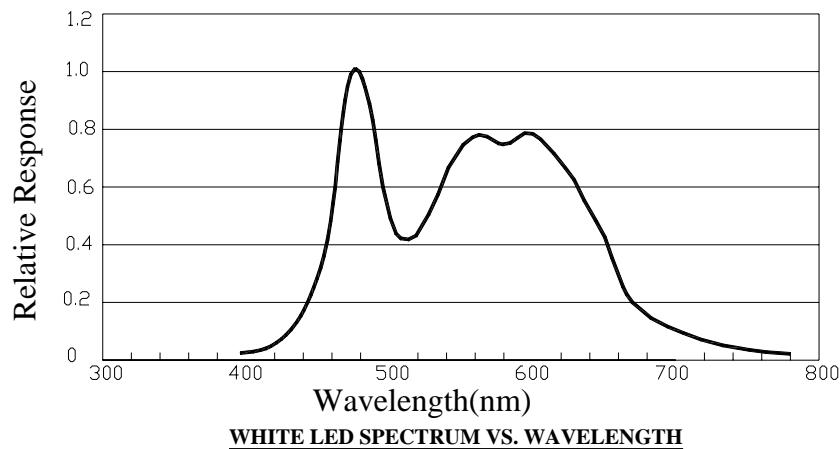
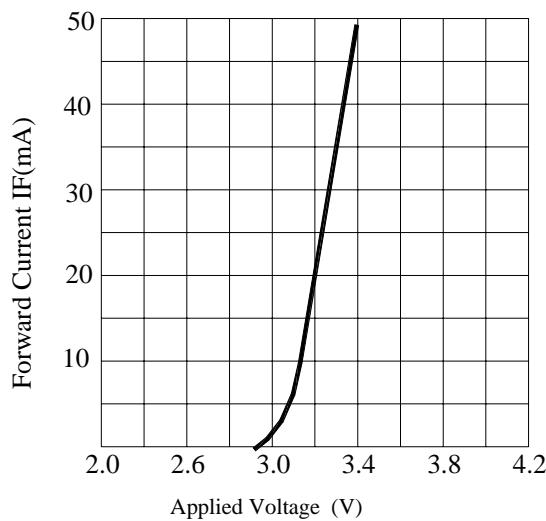
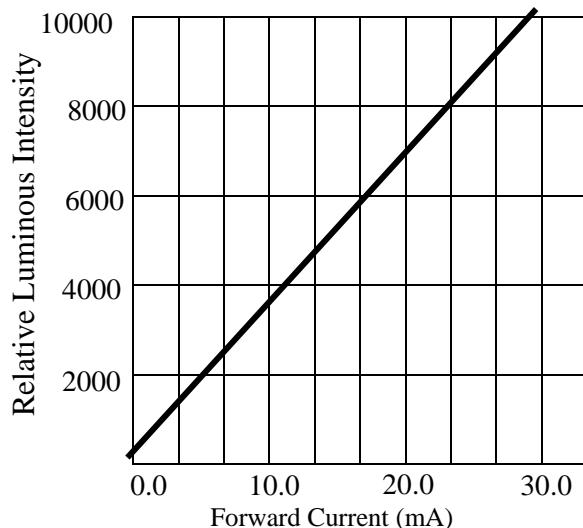
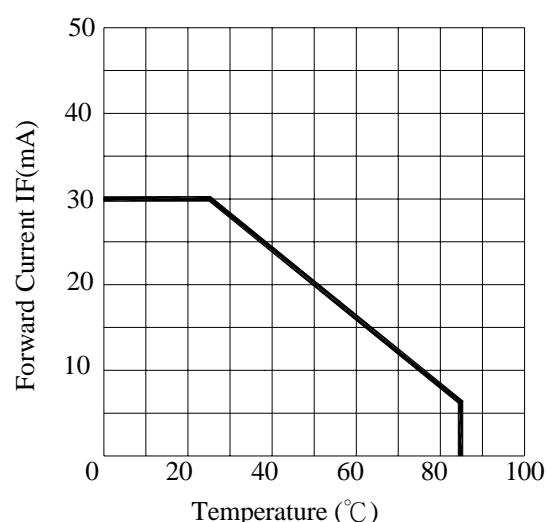
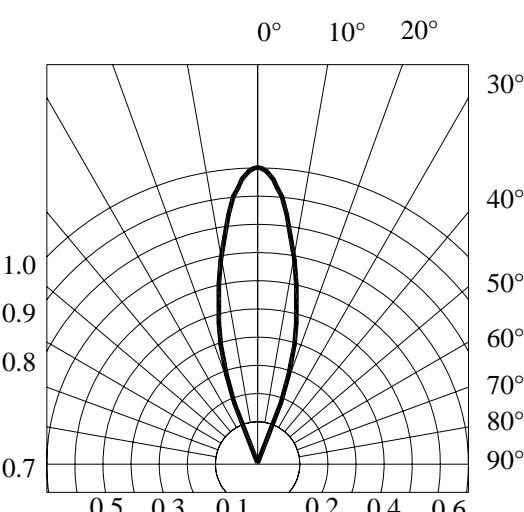
COLOR RANKS(IF=20Ma.Ta=25 )

BiN	RANK					BiN	RANK				
A1	X	0.27	0.28	0.291	0.281	B5	X	0.296	0.304	0.315	0.307
	Y	0.265	0.282	0.273	0.256		Y	0.307	0.319	0.311	0.298
A2	X	0.281	0.291	0.302	0.292	B6	X	0.307	0.315	0.326	0.318
	Y	0.256	0.273	0.265	0.248		Y	0.298	0.311	0.303	0.29
B1	X	0.28	0.288	0.299	0.291	B7	X	0.304	0.312	0.323	0.315
	Y	0.282	0.294	0.286	0.273		Y	0.319	0.331	0.323	0.311
B2	X	0.291	0.299	0.31	0.302	B8	X	0.315	0.323	0.334	0.326
	Y	0.273	0.286	0.277	0.265		Y	0.311	0.323	0.315	0.303
B3	X	0.288	0.296	0.307	0.299	C1	X	0.312	0.322	0.333	0.323
	Y	0.294	0.307	0.298	0.286		Y	0.331	0.348	0.34	0.323
B4	X	0.299	0.307	0.318	0.31	C2	X	0.323	0.333	0.344	0.334
	Y	0.286	0.298	0.29	0.277		Y	0.323	0.34	0.332	0.315

Notes:X.Y Tolereanceeach Bin limit is $\pm 0.01$ .

## Chromaticity Coordinates & Bin grading diabram:



**Typical Electrical / Optical Characteristics Curves :****WHITE LED SPECTRUM VS. WAVELENGTH****FORWARD CURRENT VS.APPLIED VOLTAGE****FORWARD CURRENT VS. LUMINOUS INTENSITY****FORWARD CURRENT VS. AMBIENT TEMPERATURE****RADIATION DIAGRAM**

## Precautions:

### TAKE NOTE OF THE FOLLOWING IN USE OF LED

#### 1. Temperature in use

Since the light generated inside the LED needs to be emitted to outside efficiently, a resin with high light transparency is used; therefore, additives to improve the heat resistance or moisture resistance (silica gel , etc) which are used for semiconductor products such as transistors cannot be added to the resin.

Consequently, the heat resistant ability of the resin used for LED is usually low; therefore, please be careful on the following during use.

Avoid applying external force, stress, and excessive vibration to the resins and terminals at high temperature. The glass transition temperature of epoxy resin used for the LED is approximately 120-130 .

At a temperature exceeding this limit, the coefficient of liner expansion of the resin doubles or more compared to that at normal temperature and the resin is softened.

If external force or stress is applied at that time, it may cause a wire rupture.

#### 2. Soldering

Please be careful on the following at soldering.

After soldering, avoided applying external force, stress, and excessive vibration until the products go to cooling process (normal temperature), <Same for products with terminal leads>

##### (1) Soldering measurements:

Distance between melted solder side to bottom of resin shall be 1.6mm or longer.

##### (2) Dip soldering :

Pre-heat: 90 max. (Backside of PCB), Within 60 seconds.

Solder bath: 260±5 (Solder temperature), Within 5 seconds.

##### (3) Hand soldering: 350 max. (Temperature of soldering iron tip), Within 3 seconds.

#### 3. Insertion

Pitch of the LED leads and pitch of mounting holes need to be same.

#### 4. Others

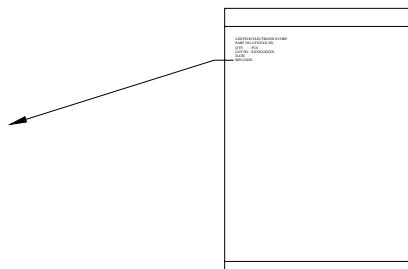
Since the heat resistant ability of the LED resin is low, SMD components are used on the same PCB, please mount the LED after adhesive baking process for SMD components. In case adhesive baking is done after LED lamp insertion due to a production process reason, make sure not to apply external force, stress, and excessive vibration to the LED and follow the conditions below.

Baking temperature: 120 max. Baking time: Within 60 seconds.

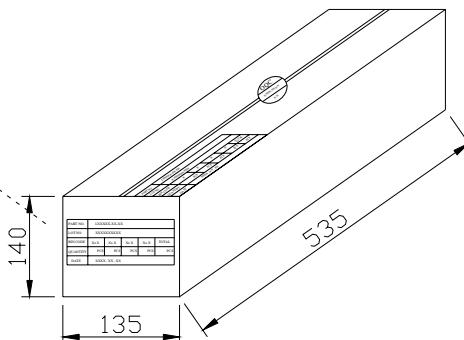
If soldering is done sequentially after the adhesive baking, please perform the soldering after cooling down the LED to normal temperature.

**ENCASED TYPE**
**PLASTIC PACKAGE**
**QUANTITY: 200 PCS**

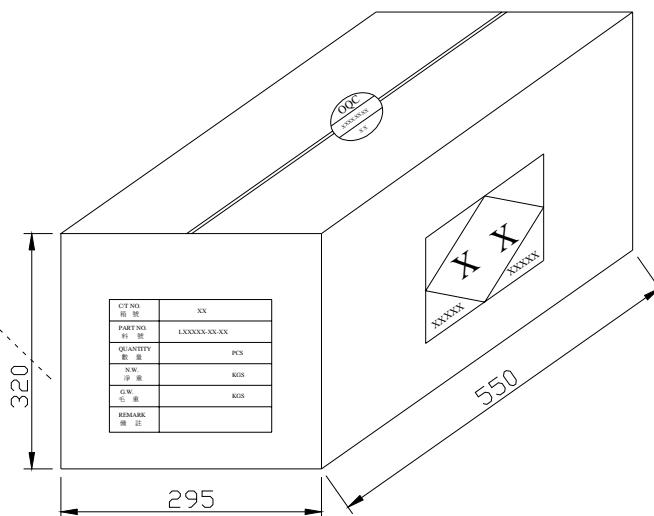
LEDTECH ELECTRONICS CORP.	
PART NO :LXXXXXX-XX	
Q'TY	: PCS
LOT NO	:XXXXXXXXXX
DATE	:
BIN CODE:	


**INNER BOX**
**QUANTITY: 40 PACKETS**
**TOTAL: 8,000 PCS**

PART NO.	LXXXXXX-XX-XX				
LOT NO.	XXXXXXXXXXXX				
BIN CODE	Xx X	Xx X	Xx X	Xx X	TOTAL
QUANTITY	PCS	PCS	PCS	PCS	PCS
DATE	XXXX , XX , XX				


**OUTER CARTON**
**QUANTITY: 4 BOX**
**TOTAL: 32,000 PCS**

C/T NO. 箱 號	XX
PART NO. 料 號	LXXXXXX-XX-XX
QUANTITY 數 量	PCS
N.W. 淨 重	KGS
G.W. 毛 重	KGS
REMARK 備 註	



## ANEXO C – TABELA DAS FUNÇÕES PONDERADAS DE FATOR TÉRMICO

Tabela 13 – Tabela das funções ponderadas de fator térmico

<b><math>\lambda</math> em mm</b>	<b><math>B(\lambda)</math></b>	<b><math>R(\lambda)</math></b>
300 $\leq$ 380	0,01	$\leq 0,1$
385	0,013	0,13
390	0,025	0,25
395	0,05	0,5
400	0,1	1
405	0,2	2
410	0,4	4
415	0,8	8
420	0,9	9
425	0,95	9,5
430	0,98	9,8
435	1	10
440	1	10
445	0,97	9,7
450	0,94	9,4
455	0,9	9
460	0,8	8
465	0,7	7
470	0,62	6,2
475	0,55	5,5
480	0,45	4,5
485	0,32	3,2
490	0,22	2,2
495	0,16	1,6
500	0,1	1
500 $\leq$ 600	$10^{0,02*(450-\lambda)}$	1
600 $\leq$ 700	0,001	1
700 $\leq$ 1400	-	$\geq 10^{0,02*(700-\lambda)}$

Fonte: Adaptado de (EU, 2006)