

Gustavo Perroni Mota

**Desenvolvimento de Dispositivo Portátil para Aquisição de Imagens
de Pupilometria Dinâmica para Diagnóstico Precoce de Neuropatia
Autônômica em Pacientes com Diabetes**

Florianópolis
2018

Gustavo Perroni Mota

Desenvolvimento de Dispositivo Portátil para Aquisição de Imagens de Pupilometria Dinâmica para Diagnóstico Precoce de Neuropatia Autônômica em Pacientes com Diabetes

Trabalho de Conclusão de Curso submetido ao Curso de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do Grau de Bacharel em Engenharia Elétrica.
Orientador: Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD.

Florianópolis
2018

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Mota, Gustavo Perroni

Desenvolvimento de Dispositivo Portátil para
Aquisição de Imagens de Pupilometria Dinâmica para
Diagnóstico Precoce de Neuropatia Autonômica em
Pacientes com Diabetes / Gustavo Perroni Mota ;
orientador, Jefferson Luiz Brum Marques, 2018.
97 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) -
Universidade Federal de Santa Catarina, Centro
Tecnológico, Graduação em Engenharia Elétrica,
Florianópolis, 2018.

Inclui referências.

1. Engenharia Elétrica. 2. Diabetes Mellitus. 3.
Neuropatia autonômica. 4. Pupilometria. 5.
Engenharia Biomédica. I. Marques, Jefferson Luiz
Brum. II. Universidade Federal de Santa Catarina.
Graduação em Engenharia Elétrica. III. Título.

Gustavo Perroni Mota

Desenvolvimento de Dispositivo Portátil para Aquisição de Imagens de Pupilometria Dinâmica para Diagnóstico Precoce de Neuropatia Autonômica em Pacientes com Diabetes

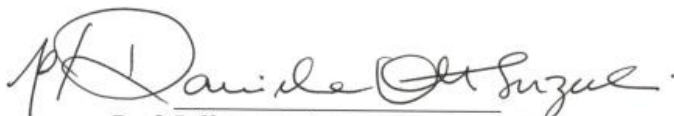
Este Trabalho de Conclusão de Curso foi julgado adequado para obtenção do Título de “Bacharel em Engenharia Elétrica” e aprovada em sua forma final pelo Curso de Engenharia Elétrica.

Florianópolis, 02 de fevereiro de 2018.

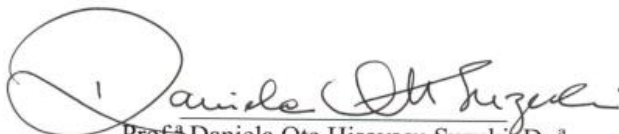


Prof. Dr. Renato Lucas Pacheco
Coordenador do Curso

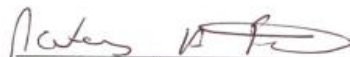
Banca Examinadora:



Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD
Orientador
Universidade Federal de Santa Catarina



Prof.ª Daniela Ota Hisayasu Suzuki, Dr.ª
Universidade Federal de Santa Catarina



Eng. Matheus Andre Favretto, MSc
Universidade Federal de Santa Catarina

Este trabalho é dedicado à liberdade.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por tudo.

Agradeço aos meus pais, Cláudia Maria Perroni e Irdislei Enock Almeida Mota, pelo apoio incondicional em todos os momentos da minha vida. Pelo aprendizado e pelas oportunidades proporcionadas que me fizeram chegar até aqui.

Agradeço a todos meus amigos, de Florianópolis e de São Paulo, por todo o suporte e por todas as experiências que vivenciei durante esses anos de faculdade.

Agradeço meu orientador, Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, e todos os membros do Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina pela ajuda durante esse Trabalho de Conclusão de Curso.

Agradeço ao Juan Vidaurrazaga pela amizade e por todas as oportunidades que me proporcionou durante minha estadia nos Estados Unidos da América.

A criatividade é pensar coisas novas. A inovação é
fazer coisas novas.
(Theodore Levitt, 1981)

RESUMO

O Diabetes Mellitus (DM) é uma doença autoimune que ocorre quando há um alto nível de glicose no sangue, causado por uma deficiência na produção de insulina ou pelo seu uso de forma não efetiva. Atualmente existem quase meio bilhão de pessoas no mundo com essa condição. A Neuropatia Autonômica Diabética (NAD) é uma das mais comuns e sérias complicações causadas pelo DM. A NAD é uma condição que pode envolver todo o sistema nervoso autônomo, aumentando de forma significativa as taxas de mortalidade e invalidez entre pacientes, ocorrendo muitas vezes de forma silenciosa e assintomática. A detecção dessa condição em sua fase inicial permite o controle e pode evitar grande parte de seus efeitos. A pupilometria é uma técnica que consiste na medição de vários parâmetros relacionados ao reflexo pupilar. Muitos desses parâmetros são controlados pelos ramos simpático e parassimpático do sistema nervoso autônomo, logo, é possível a detecção da NAD em pacientes diabéticos utilizando a pupilometria. Esse trabalho se dedica a construção de um dispositivo portátil e confiável para a aquisição de imagens de pupilometria dinâmica.

Palavras-chave: Diabetes Mellitus. Neuropatia autonômica. Pupilometria. Engenharia Biomédica.

ABSTRACT

Diabetes Mellitus is an auto-immune disease that occurs when there is a high level of glucose in the blood due an insulin production deficiency or due its misuse. There are almost half billion people suffering from that condition nowadays. Diabetic Autonomic Neuropathy is one of the most serious and usual complication of diabetes. It's a condition that can affect the whole autonomic nervous system, significantly increasing death and invalidity rates among the patients, often occurring in a silent and asymptomatic way. Early detection of that condition enables control and prevention of most of its effects. Pupillometry is a technique used to measure a number of parameters related to the pupilar reflex. Many of those parameters are controlled by the sympathetic and parasympathetic branches of the autonomic nervous system, therefore it's possible to detect autonomic neuropathies using pupillometry. This work is dedicated to build a portable and trustable equipment to acquire dynamic pupillometry images.

Keywords: Diabetes Mellitus. Autonomic neuropathy. Pupillometry. Biomedical Engineering.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Gasto (em milhões de dólares) com diabetes.....	27
Figura 2 – Sistema de pupilometria computadorizada Octopus 2000. ...	29
Figura 3 – Parâmetros para a análise das imagens do pupilômetro.	31
Figura 4 – Músculos relacionados e suas ações na pupila.....	36
Figura 5 – Dispositivo constituinte do sistema IRIS.	38
Figura 6 – Sistema do Pupil Stimulator and Response Recorder.	39
Figura 7 – Pupil Stimulator and Response Recorder sendo utilizado. ...	40
Figura 8 – Raspberry Pi 3 Model B.....	41
Figura 9 – Diagrama de blocos do Raspberry Pi 3 Model B.	42
Figura 10 – Raspberry Pi Camera v2.1 NoIR.....	43
Figura 11 – Diagrama de blocos do sistema Osiris.	44
Figura 12 – Diagrama de blocos do SIEP.	45
Figura 13 – Circuito do SIEP.	46
Figura 14 – Detalhes da parte de alimentação do SIEP.....	48
Figura 15 – Circuito equivalente para o LED.	49
Figura 16 – Circuito equivalente ao acionamento dos LEDs.	50
Figura 17 – Circuito da parte de iluminação do SIEP.	51
Figura 18 – Corte transversal de um olho humano recebendo radiação.52	
Figura 19 – Gráfico log-log da Irradiância Córnea e Irradiância Pele vs Tempo.	54
Figura 20 – Circuito da parte de estímulo do SIEP.	58
Figura 21 – Espectro de luz visível e não visível.	59
Figura 22 – Visão Frontal e Traseira da PCI do SIEP.....	63
Figura 23 – Gabinete do sistema Osiris.....	64
Figura 24 – Detalhes da montagem.	64
Figura 25 – Box Top em detalhe.	65
Figura 26 – Box Bottom em detalhe.	66
Figura 27 – Ferramenta e detalhe de ajuste da Pi Camera.....	67
Figura 28 – Resolução x ROI da Pi Camera.....	68
Figura 29 – Antes e depois dos ajustes na Pi Camera.	68
Figura 30 – Janela principal do software Osiris.	69
Figura 31 – Arquitetura do Osiris.....	70
Figura 32 – Componentes de nível intermediário.	71
Figura 33 – Diagrama de Sequência.....	72
Figura 34 – Diagrama de Colaboração.....	72
Figura 35 – Diagrama de Implementação	73
Figura 36 – Diagrama de Pacotes.....	73
Figura 37 – Diagrama de Caso de Uso.....	74
Figura 38 – Protótipo montado do sistema Osiris.	76

Figura 39 – SIEP devidamente colocado no gabinete.....	77
Figura 40 – Exemplos das imagens obtidas.	78
Figura 41 – Exemplo da pupila antes do estímulo.	78
Figura 42 – Exemplo da pupila depois do estímulo.	79
Figura 43 – Sistema Osiris funcionando no IEB-UFSC.	79
Figura 44 – Software Osiris: entrada de dados do paciente.	80
Figura 45 – Software Osiris: término do procedimento.	80
Figura 46 – Esquemático da PCI.....	91
Figura 47 – Layout da PCI.....	92
Figura 48 – Esquemático para uma nova PCI.....	93
Figura 49 – Layout para uma nova PCI.	94
Figura 50 – Vista esquerda do novo gabinete proposto.	95
Figura 51 – Vista direita do novo gabinete proposto.	95

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Mortalidade em pacientes com e sem NAD.	35
Tabela 2 – Descrição dos componentes do SIEP.	47
Tabela 3 – Características do LED IR.	49
Tabela 4 – Características do transistor 2N2222.	50
Tabela 5 – Limites da tensão angular para diferentes faixas de tempo.	55
Tabela 6 – Limites de exposição para a retina.	57
Tabela 7 – Características do LED branco.	57
Tabela 8 – Classificação do Osiris em relação à IEC-62471.	62
Tabela 9 – Precisão dos componentes do gabinete.	76
Tabela 10 – Custos de construção do sistema Osiris.	81
Tabela 11 – Tabela das funções ponderadas de fator térmico e risco à luz azul.	97

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABS	<i>Acrylonitrile Butadiene Styrene</i>
BLE	<i>Bluetooth Low Energy</i>
CSI	<i>Camera Serial Interface</i>
CV	Cardiovascular
Distro	<i>Distribution</i>
DM	Diabetes Mellitus
DMG	Diabetes Mellitus Gestacional
DMT1	Diabetes Mellitus Tipo 1
DMT2	Diabetes Mellitus Tipo 2
DSI	<i>Display Serial Interface</i>
FPS	<i>Frames Per Second</i>
GPIO	<i>General Purpose Input/Output</i>
HDMI	<i>High Definition Multimedia Interface</i>
IDF	<i>International Diabetes Federation</i>
IEB-UFSC	Instituto de Engenharia Biomédica da UFSC
IR	<i>Infrared</i>
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
NAC	Neuropatia Autonômica Cardiovascular
NAD	Neuropatia Autonômica Diabética
NoIR	<i>No Infrared filter</i>
PCI	Placa de Circuito Impresso
PSRR	<i>Pupil Stimulator and Response Recorder</i>
RAM	<i>Random Access Memory</i>
ROI	<i>Region Of Interest</i>
SBG	<i>Single Board Computer</i>
SC	Sistema Cardiovascular
SIEP	Sistema de Iluminação e Estímulo Pupilar
SNA	Sistema Nervoso Autônomo
UFSC	Universidade Federal de Santa Catarina
UML	<i>Unified Modeling Language</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

UNIDADES

Ω	Ohm
A	Ampere
F	Faraday
m	Metro
mcd	Candela
rad	Radiano
s	Segundo
sr	Esferorradiano
V	Volt
W	Watt

PREFIXOS

mega (M)	10^6
quilo (k)	10^3
centi (c)	10^{-2}
mili (m)	10^{-3}
micro (u)	10^{-6}
nano (n)	10^{-9}

SÍMBOLOS UTILIZADOS NOS DIAGRAMAS ELÉTRICOS E EQUACIONAMENTOS

λ	Comprimento de onda
α	Tensão angular
$\Delta\lambda$	Diferença entre comprimentos de onda
$B(\lambda)$	Função ponderada de risco à luz azul
C1	Capacitor eletrolítico C1
C2	Capacitor cerâmico C2
Cp	Fator de correção térmica
d	Distância d entre o LED e o olho do paciente

E_{λ}	Irradiância do comprimento de onda λ
E_B	Irradiância relacionada à luz azul
E_e	Irradiância do LED
E_H	Irradiância relacionada à pele
E_{IR}	Irradiância causada pelas ondas infravermelhas
E_R	Irradiância causada pelas ondas não infravermelhas
GND	<i>Ground</i> (Terra)
i	Corrente i
i_B	Corrente da base do transistor
I_e	Intensidade de radiação
i_T	Corrente total chegando ao coletor do transistor
l	Largura do emissor do LED
LED1	LED infravermelho 1
LED2	LED infravermelho 2
LED3	LED infravermelho 3
LED4	LED infravermelho 4
LED5	LED branco 1
LED6	LED branco 2
LED7	LED branco 3
LED8	LED branco 4
LED9	LED branco 5
L_{IR}	Radiância causada pelas ondas infravermelhas
L_R	Radiância causada pelas ondas não infravermelhas
N	Número de pulsos
Q1	Transistor Q1
Q2	Transistor Q2
R	Resistência R
$R(\lambda)$	Função ponderada de risco térmico
R1	Resistor R1
R2	Resistor R2
R3	Resistor R3
R4	Resistor R4
R5	Resistor R5

R6	Resistor R6
R7	Resistor R7
R8	Resistor R8
R9	Resistor R9
R10	Resistor R10
R11	Resistor R11
R_B	Resistor de base do transistor
R_{BR}	Resistor em série à um LED branco
R_{IR}	Resistor em série à um LED infravermelho
S1	Chave S1
SHIELD	Pino ligado a carcaça do cabo USB
t	Tempo t
V	Tensão V
V_B	Tensão aplicada a base do transistor
V_{BE}	Tensão entre base e emissor do transistor
VCC	Tensão em corrente contínua
V_F	Tensão em condução do LED
w	Comprimento do emissor do LED
Z	Extensão do emissor do LED

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	27
1.1	JUSTIFICATIVA.....	27
1.2	OBJETIVOS	30
1.2.1	Objetivo Geral.....	30
1.2.2	Objetivos Específicos do Desenvolvimento Proposto	30
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	32
2.1.1	Diabetes Mellitus	32
2.1.2	Neuropatia Autonômica Diabética	33
2.1.3	Pupíloметрия	36
2.1.4	Raspberry Pi.....	40
2.1.4.1	Raspberry Pi Camera Board.....	42
3	DESENVOLVIMENTO	44
3.1	SISTEMA DE ILUMINAÇÃO E ESTÍMULO PUPILAR... 44	
3.1.1	Alimentação	47
3.1.2	Iluminação	48
3.1.2.1	Estudo sobre os riscos do LED IR	51
3.1.2.1.1	<i>Limites de exposição à córnea</i>	<i>52</i>
3.1.2.1.2	<i>Limites de exposição à pele.....</i>	<i>53</i>
3.1.2.1.3	<i>Limites de exposição à retina.....</i>	<i>54</i>
3.1.3	Estímulo	57
3.1.3.1	Estudo sobre os riscos do LED branco.....	58
3.1.3.1.1	<i>Danos por luz azul</i>	<i>59</i>
3.1.3.1.2	<i>Danos à retina.....</i>	<i>60</i>
3.1.4	Classificação IEC-62471	61
3.1.5	Placa de Circuito Impresso	62
3.2	GABINETE.....	63
3.2.1	Box Top	65

3.2.2	Box Bottom	65
3.3	SISTEMA DE REGISTRO DE IMAGENS	66
3.4	SOFTWARE.....	69
3.4.1	Visão Lógica	70
3.4.1.1	Design de Alto Nível (Arquitetura)	70
3.4.1.2	Design de Nível Intermediário.....	71
3.4.2	Visão de Processo	72
3.4.3	Visão Física	73
3.4.4	Visão de Desenvolvimento	73
3.4.5	Visão de Caso	74
4	DISCUSSÃO E RESULTADOS	76
5	CONCLUSÃO	83
	REFERÊNCIAS	84
	APÊNDICE A – Esquemático e Layout da PCI	91
	APÊNDICE B – Proposta de novo modelo do sistema Osiris	93
	ANEXO A – Tabela das funções ponderadas de fator térmico e risco à luz azul	97

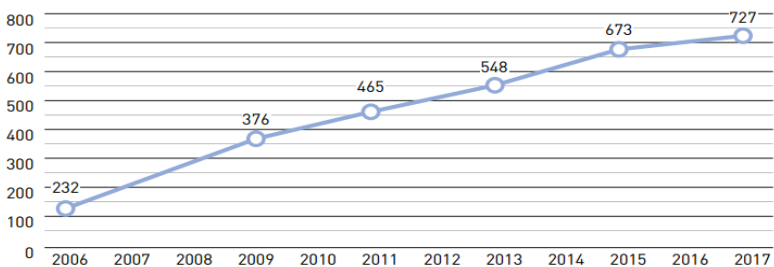
1 INTRODUÇÃO

O Diabetes Mellitus (DM) é, atualmente, considerado a maior patologia do mundo. A Neuropatia Autonômica Diabética (NAD) é uma frequente complicação do diabetes que traz uma série de prejuízos aos sistemas enervados pelo sistema nervoso autônomo, tendo seu diagnóstico dificultado por conta de uma série de limites existentes tanto em relação ao paciente, quanto em relação a equipamentos e técnicas. A pupilometria dinâmica é um método robusto, não invasivo e comprovadamente eficaz na detecção da NAD até mesmo em estágio subclínico – quando não houve o aparecimento de sintomas aparentes –. Esse trabalho se propõe a desenvolver um pupilômetro portátil, de baixo custo e ergonômico, gerando imagens que, após processadas e analisadas, estejam aptas a detecção da NAD em pacientes diabéticos. Os parâmetros para as imagens produzidas e para o funcionamento do equipamento devem ser iguais ou melhores dos que os propostos por Ferrari *et al.* (2007), estudo base desse trabalho.

1.1 JUSTIFICATIVA

Atualmente, quase meio bilhão de pessoas sofrem de diabetes mellitus. A previsão da *International Diabetes Federation* para 2045 é que esse número seja ainda maior: 630 milhões de diabéticos em nível mundial. Essa grande quantidade de pessoas vem com um custo: mais de 700 milhões de dólares são gastos anualmente com tratamentos para diabetes – de governos e dos próprios pacientes –. O Brasil é atualmente o 4º país com mais casos de DM no mundo, sendo que ainda há milhões de pessoas com essa condição e ainda não foram diagnosticadas.

Figura 1 – Gasto (em milhões de dólares) com diabetes.



Fonte: *International Diabetes Federation* (2017).

A neuropatia autonômica diabética, por sua vez, é uma comum e séria complicação do diabetes. Seus efeitos atingem a todos os sistemas enervados pelo SNA, causando uma série de prejuízos à vida do paciente, podendo levar até mesmo à morte. Os estudos anteriores evidenciam a importância e possibilidade do diagnóstico precoce da NAD, permitindo seu tratamento e, portanto, a melhoria da qualidade de vida e das chances de sobrevivência daqueles que sofrem dessa condição.

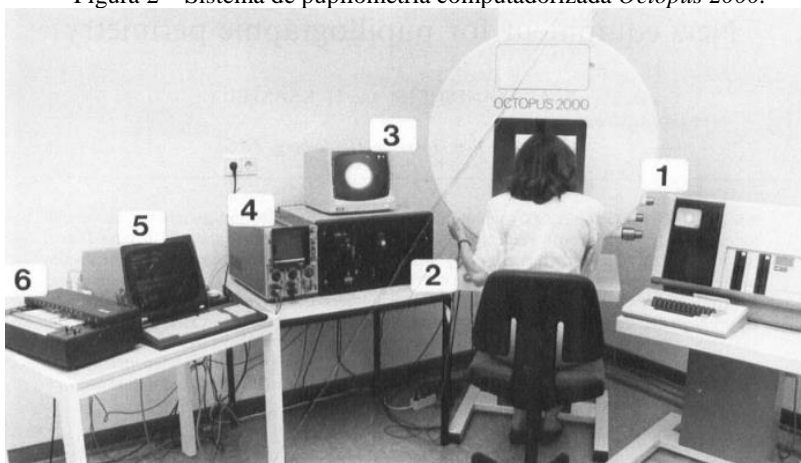
Os métodos existentes para a detecção de neuropatias em pacientes diabéticos, em sua maioria, exigem profissionais especializados e equipamentos de alta especificidade, assim como técnicas que muitas vezes exigem uma atuação ativa do paciente, restringindo a viabilidade de tais métodos a um número limitado de pacientes (FERRARI, 2008).

A técnica da pupilometria dinâmica estuda o comportamento da pupila – contração e dilatação – mediante a mudanças na distribuição de luz na retina (REULEN *et al.*, 1988). A análise desses reflexos pupilares permite o estudo do sistema nervoso e o diagnóstico de doenças como, por exemplo, a neuropatia autonômica diabética discutida acima. A pupilometria é um método não invasivo, que não exige a participação ativa do paciente e comprovadamente efetiva no propósito de detectar precocemente a NAD.

Durante anos a pupilometria dinâmica foi desenvolvida sob uma base analógica, em que os movimentos pupilares eram convertidos em sinais elétricos que então eram analisados para a detecção de neuropatias. A introdução da computação, de uma base digital, nesse processo permitiu a aplicação de modernas técnicas de análise de imagens, detecção de bordas e *threshold* que trouxeram melhoria e precisão para o método, porém, com a adição de novos e caros equipamentos.

Nota-se ainda, nos dispositivos produzidos por estudos recentes, uma separação dos sistemas de captura de imagem e de iluminação/estímulo da pupila e então a necessidade de se pensar em como sincronizar os dois para a obtenção do resultado desejado (TSAI *et al.*, 2016). O acúmulo de componentes e a complexidade de funcionamento, ainda hoje, limita o uso clínico de tais dispositivos.

Figura 2 – Sistema de pupilometria computadorizada *Octopus 2000*.



Fonte: Alexandridis e Krastel (1990).

Atualmente existem equipamentos comerciais destinados a exames de pupilometria dinâmica que aliam certa simplicidade de uso com conforto e usabilidade, feitos se pensando no uso constante em ambientes médicos. O grande obstáculo, porém, reside no custo e na difícil manutenção de tais equipamentos: O preço de um Haag-Streit Octopus 900 usado chega a custar mais de R\$30,000,00; já um NeuroOptics NPi-100 usado custa cerca de R\$7,000,00.

Um estudo feito por Lee *et al.* (2017) com médicos e enfermeiros de um hospital australiano mostrou que, apesar da maioria estar utilizando um pupilômetro (75,8%), as maiores barreiras ao uso desse equipamento residem em: falta de treinamento (35,9%); falta de confiança em suas medidas (34,6%) e a falta de *SmartGuards*¹ (33,3%).

Em vista dessas informações fica clara a necessidade de um dispositivo que: seja de custo acessível em face a realidade brasileira; seja amigável ao operador; exija apenas um treinamento básico e dispense a presença de um especialista; tenha um funcionamento simples, não requerendo equipamentos adicionais e, finalmente, que produza resultados confiáveis e de acordo com a literatura.

¹ Um equipamento adicional necessário para o uso do pupilômetro NeuroOptics NPi-100.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Este trabalho se propõe a construção de um sistema de pupilometria dinâmica baseado, inicialmente, nos parâmetros propostos no trabalho de Ferrari *et al.* (2007) para a aquisição de imagens que permitam o diagnóstico da neuropatia autonômica em pacientes diabéticos. Tal equipamento deve ser de simples construção, simples utilização, síncrono, portátil e de baixo custo.

As imagens produzidas pelo pupilômetro deverão permitir a extração das seguintes características, representadas na Figura 3:

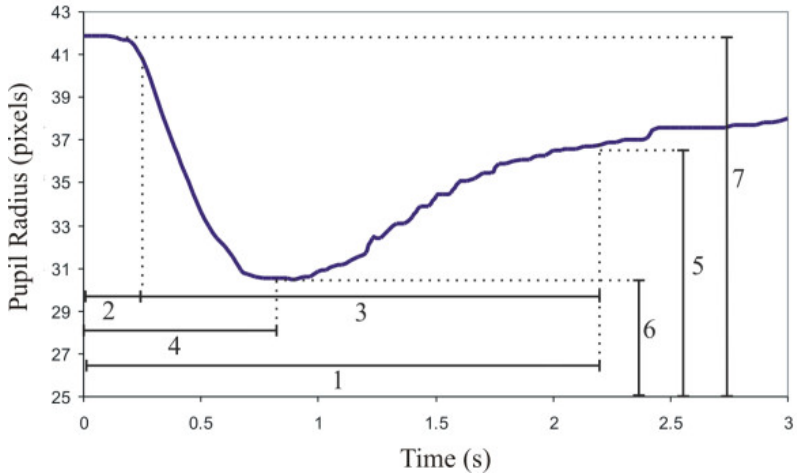
1. Latência para atingir o *plateau*;
2. Latência de início da constrição;
3. Duração da constrição;
4. Latência para máxima constrição;
5. Raio da pupila chegando ao *plateau*;
6. Raio da pupila na máxima constrição;
7. Raio da pupila antes do flash.

1.2.2 Objetivos Específicos do Desenvolvimento Proposto

1. **Construção simples:** a fabricação desse sistema deve ser de fácil replicação e manutenção;
2. **Mobilidade:** o pupilômetro deve ser portátil e totalmente funcional sem quaisquer dispositivos adicionais;
3. **Confiabilidade:** o equipamento deve produzir imagens que estejam aptas a serem utilizadas para o exame de pupilometria; deve existir um procedimento que garanta a qualidade independente do operador.
4. **Sincronia:** os sistemas de obtenção de imagem e iluminação/estímulo da pupila deverão funcionar em conjunto;
5. **Baixo custo:** o sistema deve ter um baixo custo tanto a nível de construção quanto de uso;
6. **Conforto:** o pupilômetro deve ser confortável para o usuário e o exame deve levar o menor tempo possível – garantindo a qualidade das imagens;
7. **Ergonomia:** o equipamento deverá parecer profissional e apelativo tanto ao operador quanto ao paciente, passando a sensação de segurança; uma interface amigável e intuitiva

guiará o operador de forma a reduzir erros e que o mesmo não interfira no funcionamento do sistema.

Figura 3 – Parâmetros para a análise das imagens do pupilômetro.²



Fonte: Ferrari *et al.* (2012).

² Gráfico de referência. A mudança na resolução e taxa de quadros por segundo acarretará numa alteração em relação a quantidade de pixels e tempo dos fatores apresentados.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1.1 Diabetes Mellitus

O Diabetes Mellitus é uma doença autoimune que ocorre quando há um persistente alto nível de glicose no sangue, causado por uma deficiência na produção de insulina ou pelo seu uso de forma não efetiva. Sua ocorrência se origina de diversos fatores e envolve a destruição das células pancreáticas responsáveis pela produção natural de insulina pelo corpo humano (SCHEINBERG *et al.*, 2016).

Durante a ingestão de alimentos ricos em carboidratos, nosso organismo processa e obtém a glicose, principal fonte de energia para o organismo. Na presença de um nível elevado de glicose no sangue, o pâncreas libera o hormônio chamado insulina. A insulina funciona como um facilitador para o transporte da glicose do sangue para as células. A falta de insulina ou a incapacidade das células de responderem a esse hormônio leva a altos níveis de glicose no sangue, ou hiperglicemia, que é a característica principal do DM.

Quando não tratada, a hiperglicemia pode causar dano a vários órgãos, levando ao desenvolvimento de complicações de alto risco, como a doença cardiovascular, a neuropatia, nefropatia e retinopatia que, por sua vez, pode causar a cegueira. Por outro lado, quando tratada, essas complicações podem ser prevenidas ou, ao menos, postergadas.

A literatura classifica três principais tipos de diabetes: o diabetes tipo 1 (DMT1), o diabetes tipo 2 (DMT2) e o diabetes gestacional (DMG).

O diabetes tipo 1 é caracterizada pela reação autoimune do corpo às células pancreáticas que produzem a insulina. Como resultado, há a deficiência ou total falta de insulina no organismo. As causas dessa reação ainda não são completamente entendidas, mas acredita-se em uma combinação de fatores genéticos e ambientais, como infecções e/ou maus hábitos alimentares. A pessoa com diabetes tipo 1 necessita de múltiplas injeções diárias de insulina para reduzir os períodos de hiperglicemia, do contrário suas chances de desenvolver complicações associadas ao DM aumentam. Com o devido tratamento e monitoramento, porém, pode-se ter uma vida normal, evitando muitas das complicações decorrentes da doença.

O diabetes tipo 2 é o tipo mais comum de diabetes, sendo responsável por mais de 90% dos casos da doença. Ele é caracterizado pela produção insuficiente de insulina pelo pâncreas e pela incapacidade do corpo de reagir a esse hormônio, condição essa também chamada de resistência à insulina. Essa situação pode induzir tanto a hiperglicemia

como a hipoglicemia, ambas causadoras de complicações. Assim como o diabetes tipo 1, as causas do diabetes tipo 2 ainda não são completamente entendidas, mas há fortes ligações com o excesso de peso, tanto como fatores hereditários e de hábitos como o fumo, consumo excessivo de açúcar entre outros. Os sintomas do diabetes tipo 2 aparecem, geralmente, de forma mais lenta e muitas vezes sem uma reação perceptível, logo, ele é mais difícil de ser percebida – um terço das pessoas com esse tipo de diabetes podem não ter sido diagnosticadas ainda –. Assim, o perigo reside na tardia detecção de complicações como doenças renais, problemas de visão e infecções. O tratamento do diabetes tipo 2 foca na mudança de hábitos diários, alimentação adequada e, quando necessário, medicações por via oral ou injeções de insulina.

O diabetes gestacional ocorre em mulheres grávidas geralmente no segundo ou terceiro trimestre de gravidez, tendo seu diagnóstico dificultado devido aos sintomas que são usuais nesse período. A DMG surge devido a resistência à insulina induzida pela produção hormonal da placenta, porém existem outros fatores de risco, como o ganho de peso durante a gravidez ou a herança genética. O diabetes gestacional muitas vezes dura somente até o final da gravidez, mas pode causar complicações tanto a mãe quanto ao feto e, por isso, a sua prévia detecção é de extrema importância.

De acordo com a *International Diabetes Federation* (IDF) (2017) no Brasil há cerca de 26 milhões de pessoas diagnosticadas com DM, estimando-se que existem ainda 10 milhões de pessoas com tal condição não diagnosticadas. Mundialmente, acredita-se que existem mais de 420 milhões de pessoas diabéticas, sendo considerada a maior epidemia médica do mundo.

Há um variado número de complicações de longo prazo, afetando os olhos, rins e o sistema nervoso autônomo e periférico, decorrentes do diabetes. Atualmente o DM é responsável por mais casos de perda de visão, doenças renais e amputações do que qualquer outra doença (CENTERS FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION, 2011).

2.1.2 Neuropatia Autonômica Diabética

A Neuropatia Autonômica Diabética é uma das mais comuns e sérias complicações causadas pelo DM. A NAD é uma condição que pode envolver todo o sistema nervoso autônomo (SNA), aumentando de forma significativa as taxas de mortalidade e invalidez entre pacientes. A NAD ocorre muitas vezes de forma silenciosa e assintomática, sendo reportada por 50% dos que já sofrem de DM2 e sendo detectada em 45,3% dos

pacientes recém diagnosticados com essa condição (JIN; BAEK; PARK, 2015).

De acordo com Rolim *et al.* (2008) a neuropatia autonômica diabética pode ser separada em clínica, quando há alterações neuronais a nível estrutural, e subclínica, quando existem alterações funcionais e reversíveis. A NAD subclínica pode ser identificada com menos de 1 ano em pacientes com diabetes tipo 2 e dentro de 2 anos em pacientes com diabetes tipo 1 (VINIK *et al.*, 2003).

Todos os órgãos do corpo humano são enervados pelas fibras do SNA. Quando há uma neuropatia, as fibras do nervo vago, responsável por 75% de toda a atividade parassimpática, são degradadas e várias disfuncionalidades surgem, como aquelas do sistema cardiovascular (SC), gastrointestinal, urogenital, sudomotor e/ou ocular. A neuropatia autonômica diabética é manifestada pela disfunção de um ou mais dos sistemas supracitados. Visto que os sintomas demoram a aparecer e frequentemente ocorrem em lugares em que as causas são variadas, sua detecção necessita de um exame específico.

Devido aos inúmeros problemas relacionados ao sistema cardiovascular, a Neuropatia Autonômica Cardiovascular (NAC) é a forma mais importante e mais estudada da NAD. Ela é caracterizada pela perda do controle autonômico de todo SC, atingindo cerca de 20% dos que sofrem de tal condição e implica em taquicardias em repouso, intolerância a exercícios, hipotensão postural e doença arterial coronariana silenciosa. Há também uma alta taxa de acidentes vasculares cerebrais em pacientes com NAC (SCHEINBERG *et al.*, 2016).

Os fatores mais importantes que levam a NAD são o controle inadequado da glicemia, uma duração prolongada do diabetes, ser do sexo feminino e ter um alto índice de massa corporal (VINIK; ERBAS, 2001). A taxa de mortalidade de pacientes com NAD pode chegar a 50% no período de 5 a 10 anos a partir da sua detecção, enquanto em pacientes sem NAD o índice chega no máximo a 15% no mesmo período (LACIGOVA *et al.*, 2016). É evidente a importância do diagnóstico precoce dessa condição, contudo, sua detecção depende de diversos fatores que acabam se tornando barreiras tendo em vista a condição debilitada de alguns pacientes com DM.

Tabela 1 – Mortalidade em pacientes com e sem NAD.

Estudos	Anos de Estudo	Mortalidade (+NAD) (%)	Mortalidade (-NAD) (%)	P
Ewing, 1980	5	21/40 (53)	5/33 (15)	$P < 0,05$
Hasslacher, Bassler, 1983	5	3/16 (19)	3/42 (7)	SI
Navarro, 1990	3,3	41/175 (23)	2/57 (4)	$P < 0,05$
Sampson, 1990	10	18/49 (37)	4/38 (11)	$P < 0,05$
O'Bien, 1991	5	23/84 (27)	21/422 (5)	$P < 0,05$
Ewing, 1991	3	10/32 (31)	3/39 (8)	$P < 0,05$
Jermendy, 1991	5	12/30 (40)	1/23 (4)	$P < 0,05$
Rathmann, 1993	8	8/35 (23)	1/35 (3)	$P < 0,05$
Luft, 1993	8	7/34 (21)	1/19 (5)	SI
Total	5,8	143/495 (29)	41/708 (6)	

Fonte: Adaptado de Lacigova *et al.* (2016).

As técnicas para a detecção da Neuropatia Autonômica Diabética e Neuropatia Autonômica Cardíaca atuais seguem o consenso da conferência da *American Diabetes Association and American Academy of Neurology* de 1988, revisadas pela conferência de 1992. Os exames recomendados para a detecção da NAD são:

1. Aferição da resposta da frequência cardíaca à:
 - (a) Manobra de Valsalva;
 - (b) Respiração profunda;
 - (c) Ficar em pé.
2. Aferição da resposta da pressão sanguínea à:
 - (a) Ficar em pé ou inclinado;
 - (b) Aperto de mão prolongado.
3. Exames de controle sudomotor, como:
 - (a) Indução a sudorese por temperatura;
 - (b) Indução a sudorese por veículos químicos.

Na revisão feita por Kahn (1992), a fim de se obter a padronização dos testes, recomenda-se que o paciente:

- Não tenha tido dores por 48h;
- Não faça exercícios exaustivos por 24h;
- Não tome nenhum dos seguintes medicamentos: anticolinérgicos (incluindo antidepressivos), anti-

- histamínicos, diuréticos, simpaticomiméticos e parassimpaticomiméticos e aspirina por 18h;
- Não faça uso de álcool ou tenha episódios hipoglicemiantes por 18h;
- Faça jejum e não use tabaco ou ingira cafeína por 8h;

Além de tais recomendações, os exames devem ser feitos pela manhã e em um ambiente quieto e relaxado, estando o paciente estável emocionalmente.

É perceptível que grande parte dos exames exigidos para a detecção dessas condições necessitam de equipamentos específicos, profissionais qualificados e uma condição difícil para pacientes diabéticos, principalmente aqueles com idade avançada. Além disso, apesar de serem métodos não-invasivos, os mesmos exigem uma participação ativa do paciente.

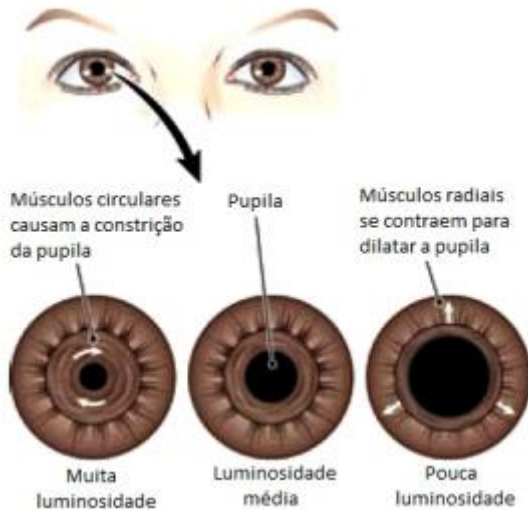
O tratamento da NAD e da NAC é obrigatório para a sobrevivência do paciente. Se detectada prematuramente, é possível até reverter as degenerações do sistema cardiovascular (KARAYANNIS *et al.*, 2012). O tratamento segue: modificações no estilo de vida; uso de medicamentos específicos para NAC; controle de glicemia; controle da isquemia miocárdica silenciosa e da pressão sanguínea.

2.1.3 Pupilometria

Uma outra forma de fazer a detecção de neuropatias em pacientes diabéticos é através da pupilometria dinâmica. A pupilometria é uma técnica que consiste na medição de vários parâmetros – tamanho, velocidade de expansão, velocidade de constrição etc. –, relacionados a pupila. A variabilidade fisiológica desses parâmetros é controlada pelos ramos simpático e parassimpático do sistema nervoso autônomo, logo, eles serão afetados pela NAD (SMITH *et al.*, 1978)

A musculatura circular, aquela que causa a constrição da pupila (miose), é controlada pelo ramo parassimpático, enquanto a musculatura radial, aquela que causa a dilatação da pupila (midríase), é controlada pelo ramo simpático. Uma falha total na inervação dos músculos supracitados causaria uma pupila de diâmetro médio incapaz de responder ao estímulo da luz. Lesões no sistema parassimpático resultariam em uma relativa midríase na luz e a diminuição dos reflexos da musculatura circular. Acontecendo no sistema simpático, lesões levariam à mioses relativas no escuro e atrasos no processo de dilatação da pupila.

Figura 4 – Músculos relacionados e suas ações na pupila.

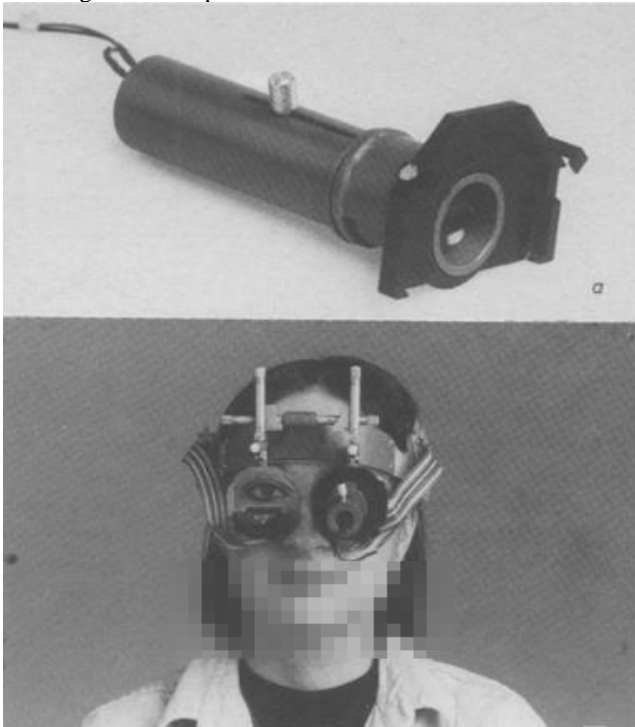


Fonte: Zamuner (2012), adaptado de Encyclopedia Lubopitko (2012).

A partir do estudo feito por Smith *et al.* (1978), Hreidarsson (1979) utilizou uma câmera de TV e um foto estimulador para construir o primeiro equipamento dedicado a realizar pupilometria dinâmica em pacientes diabéticos. Tal estudo concluía que as mudanças na pupila de pacientes diabéticos eram devidas a neuropatia autonômica e não no acúmulo de glicogênio que influenciaria a rigidez tecidual da íris.

Até o começo do ano de 1982 alguns pupilômetros foram construídos e as técnicas relacionadas se aprimoraram, porém nenhum foi considerado prático para um uso clínico e frequente. A maioria desses eram constituídos de câmeras de TV, interfaces para pré-processamento de vídeo e microprocessadores, porém tais equipamentos eram caros e necessitavam de mão de obra especializada que não era encontrada nos laboratórios. Até que no fim da década de 80, Reulen *et al.* (1988) propuseram o sistema IRIS, um equipamento projetado para ser confortável, exigir pouco treinamento e ser apto a uso clínico. Tal pupilômetro era composto por um circuito eletrônico para controle de LEDs (*Light Emitting Diodes*) infravermelhos (IR) e de sinais relacionados a seu funcionamento, um estimulador luminoso, uma câmera e sistema de *feedback* em que o tamanho momentâneo da pupila se tornava um sinal que controlava a luminosidade subsequente do estimulador. Sinais analógicos eram gerados e a análise era feita.

Figura 5 – Dispositivo constituinte do sistema IRIS.



Fonte: Reulen *et al.* (1988).

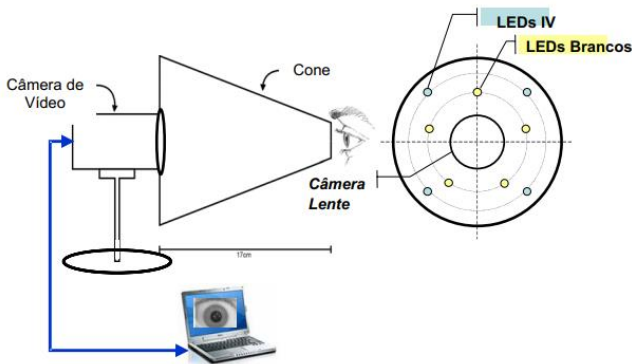
Os principais problemas até o começo dos anos 2000 se concentravam no processamento dos sinais obtidos pelos pupilômetros. A análise se dava por um dispositivo que a partir da imagem obtida pela câmera de TV analisava a região aonde o *threshold* era menor do que um pré-estabelecido. A resolução, a taxa de amostragem, a histerese e a própria deflexão dos elétrons daquele sistema de captura resultavam em sinais imprecisos para a análise (WATANABE; OONO, 1982). Os movimentos involuntários da pupila – chamado de *hippus pupilar* – também se provavam como uma dificuldade nas análises nesse contexto analógico.

Com o avanço da tecnologia, um estudo proposto por Cahill *et al.* (2001), utilizando a pupilometria estática, conseguiu detectar neuropatias em pacientes sem quaisquer sinais aparentes a partir do uso de fármacos como a pilocarpina 0.1% e cocaína 4%. O trabalho de Dütsch *et al.* (2002)

chegou as mesmas conclusões utilizando pupilometria dinâmica e sem o uso de quaisquer fármacos. Ainda, Dütsch *et al.* (2004) refinaram e definiram alguns parâmetros para a pupilometria dinâmica que possibilitou a conclusão de que a neuropatia autonômica pode acontecer independente de outras doenças de nível neural. No ano seguinte, um estudo feito por Eppens *et al.* (2006) com 1433 portadores de DMT1 e 68 portadores de DMT2, todos adolescentes, procurou correlacionar prevalência de complicações e fatores de risco relacionadas a doença. A partir da pupilometria, constatou-se que 61% dos que tinham DMT1 e 57% dos que tinham DMT2 apresentaram disfunção pupilar.

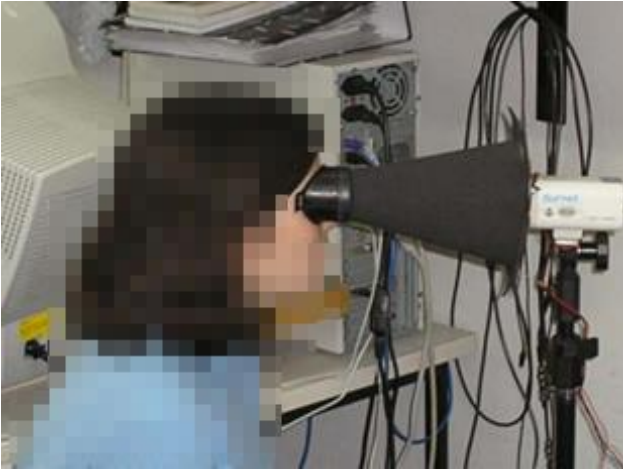
Baseada nesses trabalhos, Ferrari *et al.* (2007) apresentaram o *Pupil Stimulator and Response Recorder* (PSRR), um novo equipamento para exames de pupilometria em pacientes diabéticos. Ele era formado por uma câmera CCD monocromática; um cone revestido de tecido preto de 17 cm de comprimento; um circuito eletrônico com LEDs infravermelhos – para a iluminação em ambiente escuro – e LEDs brancos de alto brilho – para produzir os flashes que estimulariam a pupila – e um computador que registraria e processaria sinal de vídeo.

Figura 6 – Sistema do *Pupil Stimulator and Response Recorder*.



Fonte: Ferrari (2008).

Figura 7 – *Pupil Stimulator and Response Recorder* sendo utilizado.



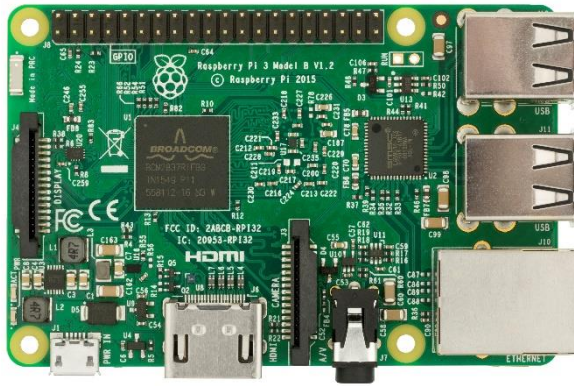
Fonte: Ferrari (2008).

Os trabalhos mais recentes focaram em avanços na qualidade da imagem, mobilidade e facilidade de uso (KO *et al.*, 2014; MANG *et al.*, 2016; TSAI *et al.*, 2016).

2.1.4 Raspberry Pi

O Raspberry Pi é um *Single Board Computer* (SBC) de baixo custo, um computador em uma só placa de tamanho aproximado a um cartão de crédito. Ele foi criado em 2016 pela Raspberry Pi Foundation com o objetivo de permitir estudantes de nível pré-universitário a se familiarizarem com conceitos de *hardware* e melhorarem seus conhecimentos de programação. Graças a suas funcionalidades, seu baixo custo e tamanho, ele logo foi adotado por uma série de entusiastas em eletrônica entre outros inventores para projetos que exigem mais do que apenas um microcontrolador simples. Até 2017 mais de 15 milhões de unidades foram vendidas mundialmente.

Figura 8 – Raspberry Pi 3 Model B.



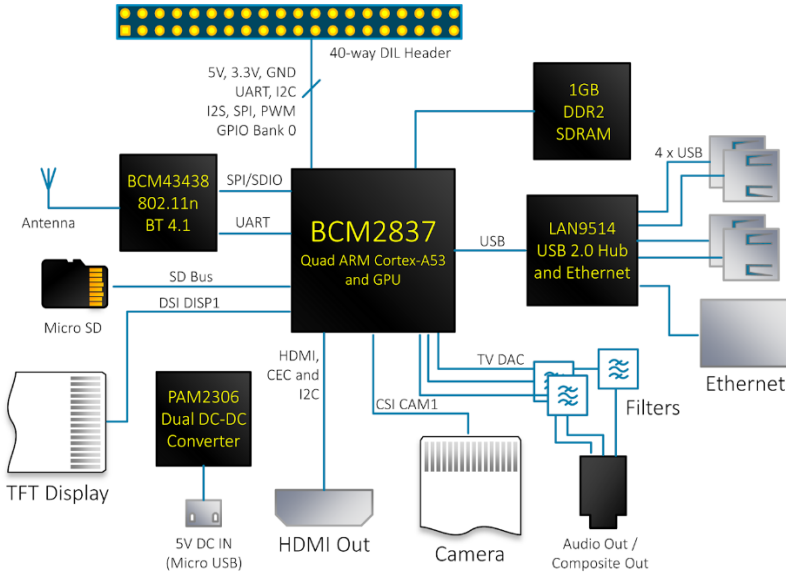
Fonte: Wikipedia (2017).

Nesse trabalho foi utilizado um Raspberry Pi 3 Model B. Suas características são as seguintes:

- Processador Broadcom BCM2837 64bit ARMv8 Cortex-A53 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;
- Sistema operacional recomendado: Raspbian.

Tais características tem impacto direto no sistema de pupilometria aqui proposto e podem ser vistas no diagrama de blocos apresentado na Figura 6.

Figura 9 – Diagrama de blocos do Raspberry Pi 3 Model B.



Fonte: Element14 (2017).

2.1.4.1 Raspberry Pi *Camera Board*

A *Raspberry Pi Camera Board*, ou simplesmente *Pi Camera*, é uma câmera de alta definição projetada para funcionar nativamente com o Raspberry Pi. Neste trabalho foi utilizado uma *Pi Camera v2.1 NoIR*. Ela tem as seguintes características:

- Sensor Sony IMX219;
- Resoluções máximas: Foto: 3280x2464; Vídeo: 1920x1080;
- *Frames* por segundo: 1080p30, 720p60, 640x480p90;
- Capacidade de fotografar e filmar no escuro (sob luz infravermelha).

Figura 10 – Raspberry Pi Camera v2.1 NoIR.



Fonte: Pi Supply (2017)

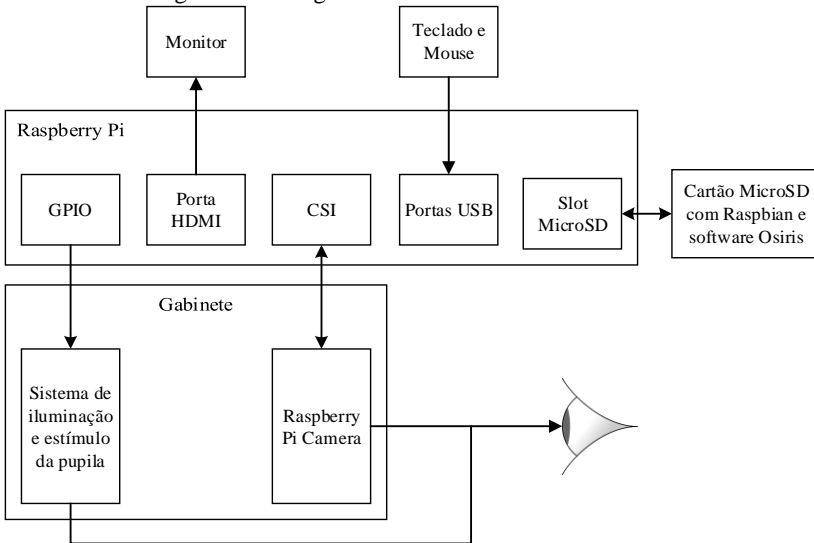
3 DESENVOLVIMENTO

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

- (a) Sistema de Iluminação e Estímulo Pupilar (SIEP);
- (b) Gabinete do Pupilômetro;
- (c) Sistema de Registro de Imagens;
- (d) Interface.

A junção de todos esses componentes formará o equipamento para registro de imagens de pupilometria dinâmica proposto, chamado aqui de sistema Osiris.

Figura 11 – Diagrama de blocos do sistema Osiris.



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

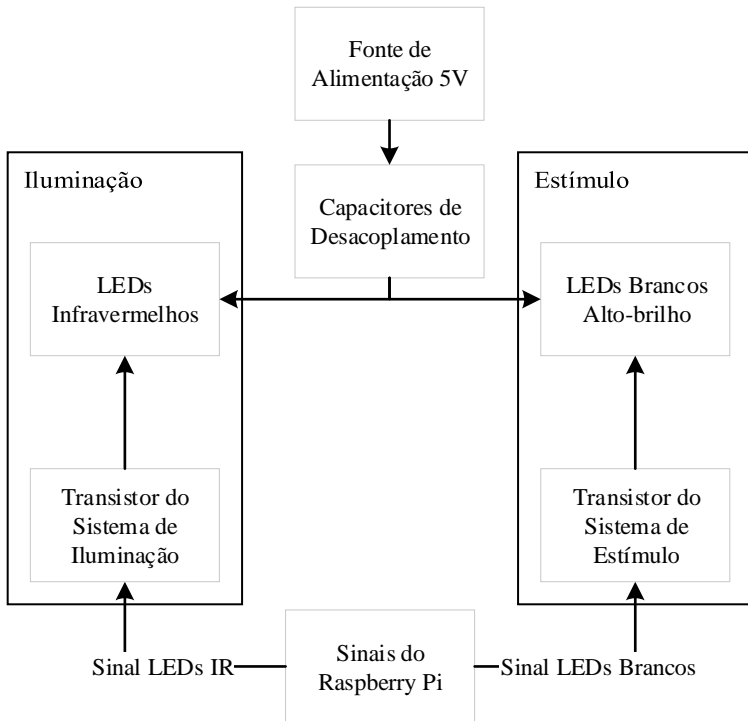
3.1 SISTEMA DE ILUMINAÇÃO E ESTÍMULO PUPILAR

O Sistema de Iluminação e Estímulo Pupilar (SIEP) é a parte do *hardware* que permitirá o pupilômetro a obter imagens da pupila antes, durante e depois do estímulo – chamado de período de redilatação.

Isto [a redilatação] permite a avaliação de uma disfunção no sistema parassimpático que causa midríase (pupila dilatada) mesmo em ambiente iluminado, diminuindo o reflexo de constrição. Permite avaliar, também, uma disfunção no sistema simpático que pode causar miose (constrição da pupila) mesmo em ambiente escuro, aumentando o período de redilatação e atenuação no reflexo de início da constrição (ZAMUNER, 2012; BREMNER; SMITH, 2006).

Um diagrama de blocos do funcionamento do SIEP é apresentado na Figura 12.

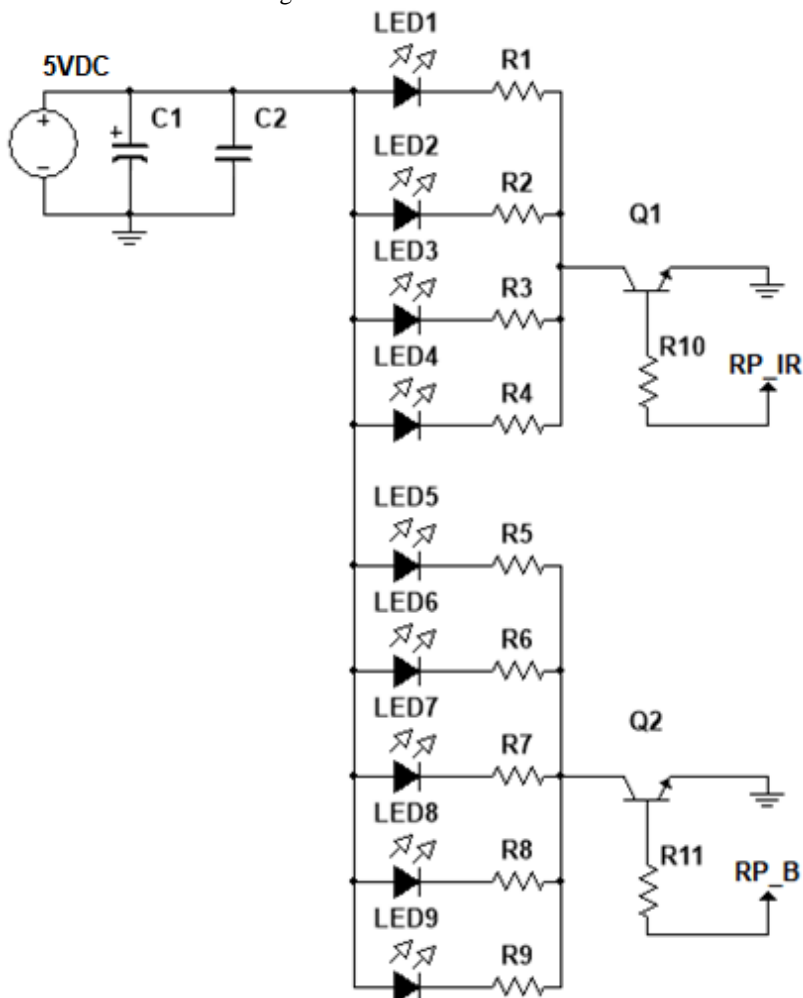
Figura 12 – Diagrama de blocos do SIEP.



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

O circuito correspondente ao SIEP é apresentado na Figura 13 e a descrição de seus respectivos componentes na Tabela 2.

Figura 13 – Circuito do SIEP.



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

Tabela 2 – Descrição dos componentes do SIEP.

Componente	Descrição	Valor
C1	Capacitor eletrolítico	100 μ F
C2	Capacitor cerâmico	100 nF
LED1	LED Infravermelho	5 mm
LED2	LED Infravermelho	5 mm
LED3	LED Infravermelho	5 mm
LED4	LED Infravermelho	5 mm
LED5	LED Branco Alto brilho	10 mm
LED6	LED Branco Alto brilho	10 mm
LED7	LED Branco Alto brilho	10 mm
LED8	LED Branco Alto brilho	10 mm
LED9	LED Branco Alto brilho	10 mm
Q1	Transistor	2N2222
Q2	Transistor	2N2222
R1	Resistor $\frac{1}{4}$ W 10%	180 Ω
R2	Resistor $\frac{1}{4}$ W 10%	180 Ω
R3	Resistor $\frac{1}{4}$ W 10%	180 Ω
R4	Resistor $\frac{1}{4}$ W 10%	180 Ω
R5	Resistor $\frac{1}{4}$ W 10%	100 Ω
R6	Resistor $\frac{1}{4}$ W 10%	100 Ω
R7	Resistor $\frac{1}{4}$ W 10%	100 Ω
R8	Resistor $\frac{1}{4}$ W 10%	100 Ω
R9	Resistor $\frac{1}{4}$ W 10%	100 Ω
R10	Resistor $\frac{1}{4}$ W 10%	6,8k Ω
R11	Resistor $\frac{1}{4}$ W 10%	5,1k Ω
RP_IR	Sinal Raspberry Pi para LEDs IR	
RP_B	Sinal Raspberry Pi para LEDs Brancos	

Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

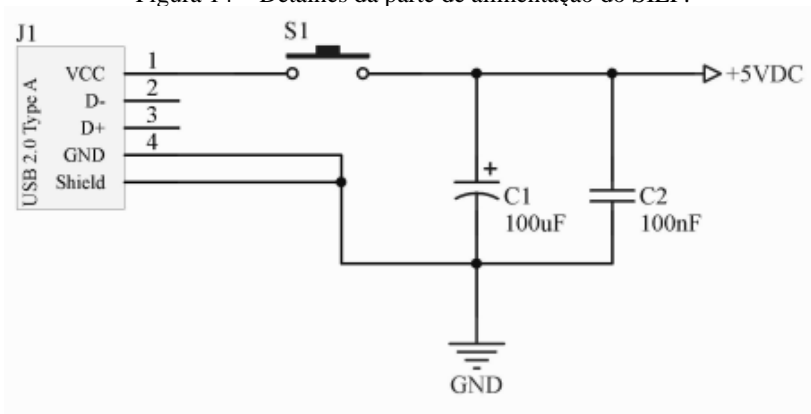
3.1.1 Alimentação

A fim de que a construção do pupilômetro fosse a mais simples possível e, ainda, que todos os componentes do sistema funcionassem sem

prejuízo de função, escolheu-se alimentar o circuito com uma fonte bivolt que fornece em sua saída uma tensão de 5 V em corrente contínua, visto que é o tipo mais comum de fonte dos *smartphones* modernos. A energia chega ao SIEP através de um conector USB tipo A (J1) e uma chave liga/desliga (S1), como apresentado na Figura 14.

Tendo em vista a variedade de fontes 5 V disponíveis e que a qualidade da energia fornecida pelas mesmas pode ser inconstante, assim como a própria característica do circuito – exigindo corrente de forma transitória no momento dos flashes –, dois capacitores, C1 e C2, fazem o papel de capacitores de desacoplamento. Os valores da capacitância foram os indicados para esse tipo de projeto por Keim (2015).

Figura 14 – Detalhes da parte de alimentação do SIEP.



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

3.1.2 Iluminação

Para o exame de pupilometria dinâmica é necessário que os músculos radiais, que causam a dilatação da pupila, estejam totalmente contraídos, portanto, o paciente é mantido em ambiente escuro – disfunções no sistema simpático causam uma relativa miose no escuro e atenuações no reflexo inicial e na redilatação (FERRARI *et al.*, 2010).

No entanto, deseja-se obter imagens que vão desde antes do estímulo até alguns segundos após este. Para satisfazer tais condições é necessário utilizar uma fonte de luz que não cause estímulos na pupila, mas ainda sim permita o registro do exame.

Para tanto, utilizamos LEDs capazes de emitir luz infravermelha (LED IR) e uma câmera capaz de detectar esse tipo de radiação. Foram utilizados quatro LEDs IR de 5 mm.

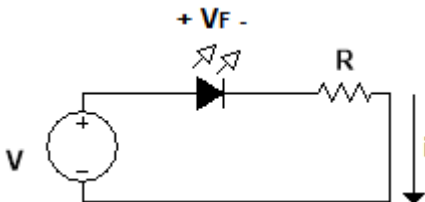
Tabela 3 – Características do LED IR.

Parâmetro	Símbolo	Valor
Máxima corrente direta	I_F	100 mA
Corrente típica de operação	I_F	20 mA
Intensidade de radiação (20 mA)	I_e	20 mW/sr
Comprimento de onda (Pico)	λ_p	940 nm
Tensão em condução	V_F	1,5 V
Tamanho do emissor	l,w	0,35 x 0,47 mm

Fonte: Everlight Electronics (2005) e Cox (2010).

O circuito equivalente para cada um dos quatro LEDs responsáveis pela iluminação é apresentado na Figura 15.

Figura 15 – Circuito equivalente para o LED.



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

Para o cálculo do resistor (R) em série, utilizamos a Lei de Kirchhoff para malhas:

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

$$\sum_{k=1}^n V_k = V - V_F - R * i = 0 \therefore R_{IR} = 175 \approx 180 \Omega^3$$

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

Para evitar um consumo desnecessário e a emissão nociva de radiação infravermelha nos olhos dos pacientes, os LEDs só funcionarão quando o dispositivo estiver fazendo o procedimento do exame. Tal controle será feito por chaveamento através de um transistor 2N2222.

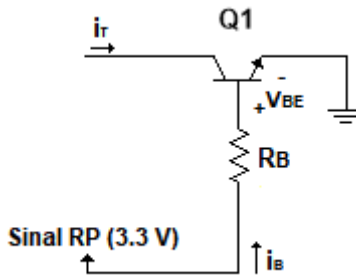
Tabela 4 – Características do transistor 2N2222.

Parâmetro	Símbolo	Valor (Típico)
Ganho de corrente contínua	h _{FE}	200
Saturação Coletor-Emissor	V _{CE}	0,3 V
Saturação Base-Emissor	V _{BE}	0,7 V
Tempo para mudança de estado	t _{ON}	35 ns

Fonte: Fairchild Semiconductor (2004).

A Figura 16 mostra o circuito equivalente dessa parte da operação.

Figura 16 – Circuito equivalente ao acionamento dos LEDs.



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

De tal forma que a corrente no coletor será a soma das correntes dos quatro LEDs IR.

$$i_T = \text{número de LEDs} * \text{corrente pelo LED} \quad (2)$$

³ Valor comercial do resistor mais próximo.

$$i_{T\ IR} = 4 * 20m = 80\ mA$$

Para o cálculo do resistor da base, primeiro calculamos a corrente de base:

$$i_B = \frac{i_T}{h_{FE}} \quad (3)$$

$$i_{B\ IR} = \frac{80m}{200} = 400\ \mu A$$

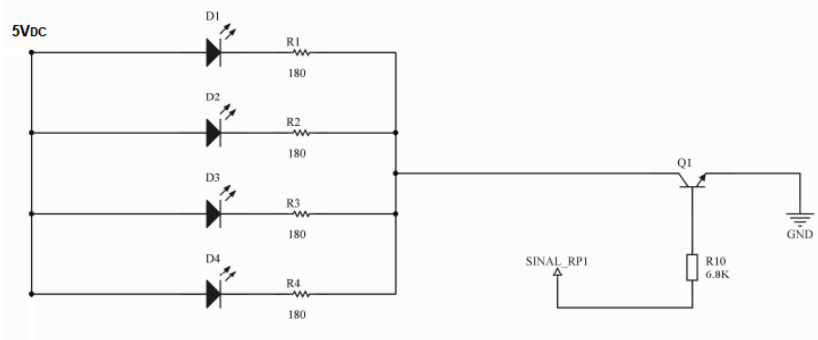
E depois aplicamos (1) para a malha de base:

$$V_B - V_{BE} - R_{B\ IR} * i_{B\ IR} = 0 \quad \therefore \quad R_{B\ IR} = 6,5k \approx 6,8\ k\Omega^4$$

$$(V_B = 3,3\ V; V_{BE} = 0,7\ V; i_B = 400\ \mu A)$$

Finalmente, a parte relacionada a iluminação do SIEP será (Figura 17).

Figura 17 – Circuito da parte de iluminação do SIEP.



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

3.1.2.1 Estudo sobre os riscos do LED IR

O uso de LEDs nas mais diversas aplicações cresceu exponencialmente nos últimos anos e, por ser fonte de radiação luminosa, seu funcionamento é avaliado por uma série de normas regulatórias, como

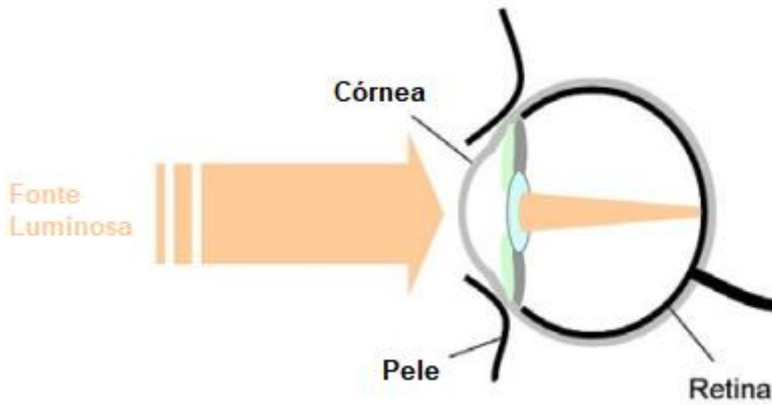
⁴ Valor comercial do resistor mais próximo.

a IEC-60825 e a IEC-62471. A presente seção se baseia no estudo de Jäger (2010) dessas e de outras normas.

Quando se expõe o olho humano a radiação infravermelha por um certo período de tempo, diferentes tecidos são afetados de diferentes formas. Existem três grandes riscos relacionados a esse trabalho:

- (a) Riscos de exposição à córnea;
- (b) Riscos de exposição à pele;
- (c) Riscos de exposição à retina.

Figura 18 – Corte transversal de um olho humano recebendo radiação.



Fonte: Adaptado de Jäger (2010).

3.1.2.1.1 Limites de exposição à córnea

Os limites de exposição à córnea dependem do tempo de exposição do paciente à radiação infravermelha. Para o propósito do exame de pupilometria dinâmica atual, nos interessa o limite para tempo de exposição para $t \leq 1000$ segundos:

$$E_{IR} = \sum_{\lambda=780}^{3000} E_{\lambda} * \Delta\lambda \leq 18000 * t^{-0,75} [Wm^{-2}] \quad (4)$$

Em que E_{λ} é a irradiância dada por $Wm^{-2}nm^{-1}$, $\Delta\lambda$ em nm e t em segundos.

A irradiância E_e pode ser calculada a partir da intensidade de radiação I_e e da distância do LED ao olho humano d :

$$E_e = \frac{I_e}{d^2} [Wm^{-2}] \quad (5)$$

Usando os dados obtidos no *datasheet* do LED IR e seguindo o projeto sugerido por Ferrari (2008), calculou-se a irradiância de exposição para uma distância de 16 cm do LED aos olhos do paciente utilizando a equação (5):

$$E_{e\ 1\ LED} = \frac{0,02}{0,16^2} = 0,78 [Wm^{-2}]$$

$$E_{e\ TOTAL} = 4 * 0,78 = 3,12 [Wm^{-2}]$$

Assim, com a equação (4), descobriu-se o tempo máximo de exposição permitido por exame:

$$t = \frac{-0,75 \sqrt{E_{IR}}}{\sqrt{18000}} = \frac{-0,75 \sqrt{3,12}}{\sqrt{18000}} = 103472,25\ s \approx 28\ horas$$

Dessa forma, conclui-se que para uma distância de 16 cm do LED ao olho não haverá danos à córnea.

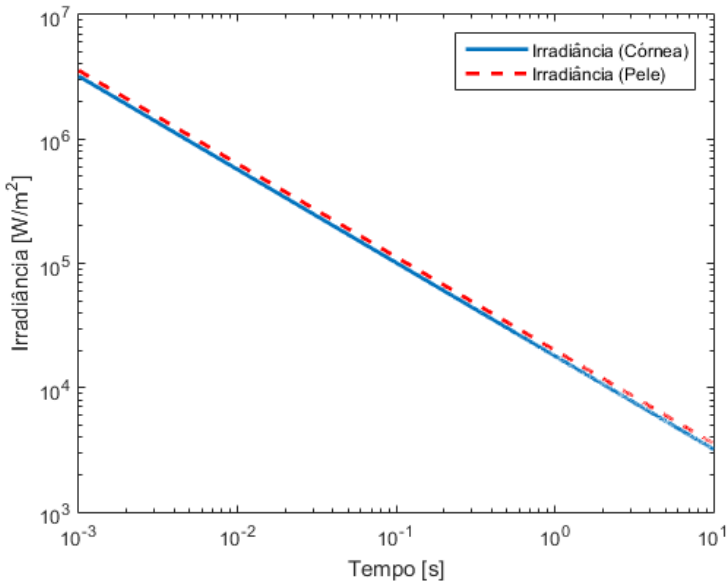
3.1.2.1.2 Limites de exposição à pele

A irradiância à pele pode ser calculada por:

$$E_H = \sum_{\lambda=780}^{3000} E_{\lambda} * \Delta\lambda \leq 20000 * t^{-0,75} [Wm^{-2}] \quad (6)$$

Traçando o gráfico de irradiância para pele em relação ao tempo e comparando-o com o de irradiância para à córnea, 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 19 – Gráfico log-log da Irradiância Córnea e Irradiância Pele vs Tempo.



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

3.1.2.1.3 Limites de exposição à retina

Jäger (2010) explica que, para determinar o limite de exposição à retina, alguns fatores são importantes: diâmetro da pupila, tamanho do emissor e comprimento de onda emitida.

Normalmente, para proteger os olhos de uma irradiação excessiva, o ser humano fecha os olhos. Como a luz infravermelha não estimula o olho, não existe qualquer resposta do organismo com o objetivo de se proteger desse tipo de radiação. Visto também que não há ação muscular, calculamos esse limite considerando a pupila totalmente expandida.

A luz chega até a retina após ser desviada pela córnea, logo, 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 α_{\min} e uma tensão angular limite superior α_{\max} que será sempre igual a 0,1 radianos.

Para calcular a tensão angular α a uma distância longitudinal d da fonte e que a mesma tenha uma extensão Z , utiliza-se:

$$\alpha = \frac{Z}{d} [\text{rad}] \quad (7)$$

$$\text{Com } Z = (I + w)/2 [m] \quad (8)$$

A Tabela 5 define as tensões angulares limites em função do tempo para diferentes faixas de tempo.

Tabela 5 – Limites da tensão angular para diferentes faixas de tempo.

Faixa de tempo	α_{\min} [rad]	α_{\max} [rad]
$t \leq 0.25\text{s}$	0,0017	0.1
$0.25\text{s} < t < 10\text{s}$	$0,0017 * \sqrt{t/0,25}$	0.1
$t \geq 10\text{s}$	0,0011	0.1

Fonte: Adaptado de Jäger (2010).

A função de ponderação de risco térmico $R(\lambda)$ é dependente do comprimento de onda emitido pelo LED e sua função, para um espectro de 780 nm a 1050 nm é definida por:

$$R(\lambda) = 10^{\left(\frac{700-\lambda}{500}\right)} \quad (9)$$

Juntando os dois parâmetros, calculamos o risco de exposição à retina, para exposição de igual ou menos de 10 segundos, por:

$$L_{IR/R} = \sum_{\lambda=380}^{1400} L_{\lambda} * R(\lambda) * \Delta\lambda \leq \frac{50000}{\alpha * t^{0,25}} [Wm^{-2}sr^{-1}] \quad (10)$$

Em que L_{λ} é a radiância espectral em $Wm^{-2}nm^{-1}sr^{-1}$, α em radianos e t em segundos. Sendo que (9) também vale para o espectro de luz visível.

Para o cálculo do risco de exposição à retina para um tempo maior do que 10 segundos, apenas para a radiação infravermelha, usamos:

$$L_{IR} = \sum_{\lambda=780}^{1400} L_{\lambda} * R(\lambda) * \Delta\lambda \leq \frac{6000}{\alpha} [Wm^{-2}sr^{-1}] \quad (11)$$

A fim de calcular esse limite com os dados encontrados no *datasheet*, podemos usar a seguinte equação da radiância:

$$L_{IR/R} \approx \frac{I_e * R(\lambda)}{Z^2} [Wm^{-2}sr^{-1}] \quad (12)$$

Para uma distância pré-estabelecida de 16 cm do LED ao olho, calculamos:

$$\alpha = \frac{\left(\frac{0,35 + 0,47}{2}\right)}{160} = 0,003 \text{ rad} < \alpha_{min}$$

$$R(\lambda = 940 \text{ nm}) = 10^{\left(\frac{700-940}{500}\right)} = 0,33$$

$$L_{IR1LED} = \frac{20m * 0.33}{\left(\frac{0,35 + 0,47}{2}\right)^2} = 39,26 \text{ mWm}^{-2}\text{sr}^{-1}$$

$$L_{IRTOTAL} = 4 * 39,26m = \mathbf{157,04 \text{ mWm}^{-2}\text{sr}^{-1}}$$

De tal forma que, para $t > 10$ s usaremos $\alpha = 0.011$ rad (tabela 5), logo:

$$L_{IRLIMITE} \leq \frac{6000}{0,011} = \mathbf{545,5 \text{ kWm}^{-2}\text{sr}^{-1}}$$

E para $t \leq 10$ s calculamos:

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

$$L_{IRLIMITE} \geq \frac{50000}{0,01 * 10^{0,25}} = \mathbf{2,8 \text{ MWm}^{-2}\text{sr}^{-1}}$$

Assim, a radiância emitida pelos LEDs IR tanto em um exame que exige tempo de exposição maior que 10 segundos quanto para um exame que exija um período menor que 10 segundos, o SIEP estará dentro dos limites estabelecidos pelas normas.

Tabela 6 – Limites de exposição para a retina.

Limites de Exposição para a Retina		
SIEP	Limite	Observações
157,04 mWm ⁻² sr ⁻¹	545,5 kWm ⁻² sr ⁻¹	Para t > 10s
157,04 mWm ⁻² sr ⁻¹	≥ 2,8 MWm ⁻² sr ⁻¹	Para t ≤ 10s

Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

3.1.3 Estímulo

O protocolo para o exame de pupilometria dinâmica prevê que o paciente seja submetido a escuridão, até que sua pupila esteja acostumada a tal situação, e então sejam produzidos estímulos luminosos que provoquem o movimento pupilar.

Esse movimento pupilar, no presente caso, se dá através de cinco LEDs brancos de alto brilho de 10 mm de diâmetro.

Tabela 7 – Características do LED branco.

Parâmetro	Símbolo	Valor
Máxima corrente direta	I _F	25 mA
Corrente típica de operação	I _F	20 mA
Intensidade luminosa (20 mA)	I _V	26000 mcd
Comprimento de onda (Pico)	λ _p	420 nm
Tensão em condução	V _F	3,3 V
Tamanho do emissor	l,w	0,35 x 0,47 mm

Fonte: Hebei I.T. (2016) e Cox (2010).

O circuito equivalente para cada LED é igual ao apresentado na Figura 15, sendo que seu resistor em série é calculado pela equação (1):

$$\sum_{k=1}^n Vk = V - VF - R * i = 0 \therefore R_{BR} = 85 \approx 100 \Omega^5$$

(V = 5 V; V_F = 3,3 V; i = 20 mA)

⁵ Visto que a máxima corrente direta do LED branco é muito próxima da corrente típica, resolveu-se usar um resistor maior, diminuindo a corrente de operação.

Os LEDs funcionarão como flashes com duração de 10 ms, logo, será necessário um circuito de chaveamento. O circuito é o mesmo apresentado para o caso dos LEDs IR, Figura 16, sendo os cálculos para o resistor base apresentados a seguir:

$$i_{TBR} = 5 * 20m = 100 \text{ mA}$$

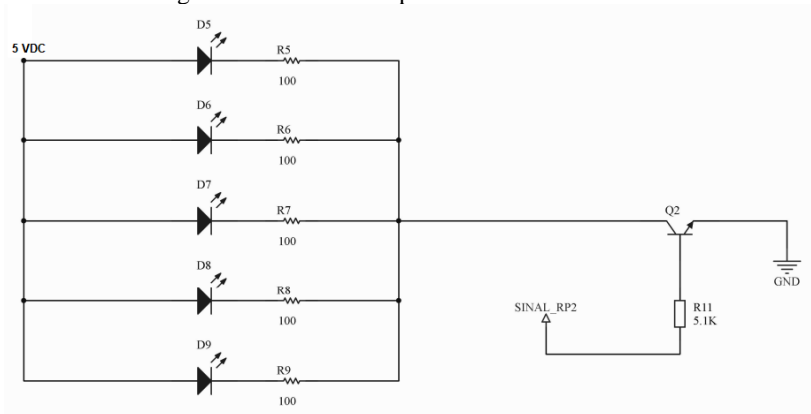
$$i_{BBR} = \frac{100m}{200} = 500 \text{ uA}$$

$$V_B - V_{BE} - R_{BBR} * i_{BBR} = 0 \therefore R_{BBR} = 5,2k \approx 5,1 \text{ k}\Omega^6$$

$$(V_B = 3,3 \text{ V}; V_{BE} = 0,7 \text{ V}; i_B = 500 \text{ uA})$$

Desta forma, a parte relacionada ao estímulo pupilar do SIEP será (Figura 20).

Figura 20 – Circuito da parte de estímulo do SIEP.



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

3.1.3.1 Estudo sobre os riscos do LED branco

A maior parte da luz ultravioleta, assim com a infravermelha, pode causar danos a pele e aos olhos. No entanto, pesquisas recentes mostram que a chamada luz azul, especialmente localizada no espectro de 380 nm a 440 nm, ou seja, na faixa de luz visível emitida também por LEDs

⁶ Valor comercial do resistor mais próximo.

brancos, pode ser potencialmente prejudicial ao olho humano. Os danos por luz azul são: inflamação na conjuntiva e na córnea, lesões no cristalino e principalmente danos na retina (degeneração macular). Adicionalmente aos efeitos prejudiciais da luz azul, toda radiação dentro do espectro da luz visível (380 nm a 780 nm) pode causar queimadura da retina.

Figura 21 – Espectro de luz visível e não visível.



Fonte: Zeiss (2015).

A presente seção se baseia na diretiva do parlamento europeu 2006/25/EC e também no trabalho realizado por Stitch, Wolfgang e Rafael (2012) e pela Dominant Opto Technologies (2016) das legislações internacionais, principalmente da IEC 62471:2006.

3.1.3.1.1 Danos por luz azul

Os danos por luz azul dependem, principalmente, do tempo de exposição e do tamanho do emissor. Para emissores com tensão angular α menor que 0,011 radianos, como calculado anteriormente, o limite de exposição do olho pode ser calculado por:

$$E_B = \sum_{300}^{700} \sum_t E_{(\lambda,t)} * B(\lambda) * \Delta\lambda \leq \frac{100}{t} [Wm^{-2}] \quad (12)$$

Em que $E(\lambda,t)$ a irradiância em $Wm^{-2}sr^{-1}nm^{-1}$, $B(\lambda)$ a função de ponderação de risco de luz azul e $\Delta\lambda$ a largura do espectro em nm.

Assim, visto que os LEDs funcionarão em regime de flashes, é necessário seguir a regra que estabelece que a exposição resultante de um único pulso em um grupo de pulsos não deve exceder o valor-limite de um único pulso de duração igual ao do grupo multiplicado pelo fator de correção térmica cumulativa dado pela equação (12), em que N é o número de pulsos.

$$Cp = N^{-0,25} \quad (12)$$

A partir dos dados obtidos por Ferrari (2008) para a irradiância do LED branco de alto brilho, dos dados do *datasheet* do LED e da tabela de valores para a função $B(\lambda)$ (Anexo A), a radiância E_B foi calculada para o pior caso⁷:

$$E_{B \ 1 \ LED} = 9,37 \text{ Wm}^{-2}$$

$$E_{B \ TOTAL} = 5 * 9,37 = \mathbf{46,85 \text{ Wm}^{-2}}$$

E então calculou-se o tempo máximo de exposição ao LED branco:

$$t = \frac{100}{E_B} = \frac{100}{46,85} = \mathbf{2,13 \text{ s}}$$

Assim, cada flash durando 10 ms, seria possível disparar 213 flashes. Aplicando a condição necessária com a equação (12):

$$\frac{46,85}{213} < 46,85 * 213^{-0,25} \rightarrow 0,22 < 12,26 [\text{Wm}^{-2}] \text{ C. Q. D.}$$

3.1.3.1.2 Danos à retina

Os danos à retina calculados nessa seção se dão por efeitos térmicos. Calculamos a irradiância L_R utilizando as equações (9) e (12) e utilizando a tabela para valores de $R(\lambda)$ (Anexo A):

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

$$L_{R \ 1 \ LED} = \frac{11m * 9}{\left(\frac{0,35 + 0,47}{2}\right)^2} = 588,94 \text{ mWm}^{-2}$$

$$L_{R \ TOTAL} = 5 * 588,94m = \mathbf{2,94 \text{ Wm}^{-2}}$$

O tempo máximo de exposição é calculado pela equação (10) com tensão angular $\alpha = 0,011$:

⁷ Como se a irradiância emitida pelo LED fosse constante.

$$t = 5,71 * 10^{24} \text{ s}$$

Assim, fica claro que podemos utilizar o limite de tempo do dano por luz azul como limite universal relacionado ao LED branco.

3.1.4 Classificação IEC-62471

A norma IEC-62471 define padrões internacionais para classificação de produtos que emitem radiação visível ou não visível. Ela divide os dispositivos a partir de seu potencial de risco. Para emissores pequenos, com $\alpha < 0,011$, a classificação é a seguinte:

(a) Grupo de Exceção (Sem Risco):

$$E_B < 1 \text{ Wm}^{-2}\text{sr}^{-1};$$

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

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

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

(b) Grupo de Risco 1 (Risco Baixo):

$$E_B < 1 \text{ Wm}^{-2}\text{sr}^{-1};$$

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

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

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

(c) Grupo de Risco 2 (Risco Moderado):

$$E_B < 400 \text{ Wm}^{-2}\text{sr}^{-1};$$

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

$$L_R < 6,5 \text{ MWm}^{-2} \text{ para } t < 10\text{s};$$

$$L_{IR} < 545,5 \text{ kWm}^{-2} \text{ para } t < 10\text{s}.$$

(d) Grupo de Risco 3 (Risco Alto):

Excede os limites do Grupo de Risco 2.

Dessa forma, em relação aos LEDs infravermelhos, o sistema Osiris se encaixa no Grupo de Exceção para quaisquer riscos. Em relação aos LEDs brancos de alto brilho, o Osiris se encaixa no Grupo de Risco 2 em relação a luz azul e no Grupo de Exceção em relação aos danos à retina.

Tabela 8 – Classificação do Osiris em relação à IEC-62471.

Perigo	Grupo de Risco			
	Exceção	1	2	3
Córnea	X			
Luz Azul			X	
Retina (IR)	X			
Retina (Luz visível)	X			

Fonte: Elaborada pelo autor (2017).

A classificação de dispositivos que utilizam LEDs brancos no Grupo de Risco 2 em relação a luz azul é comum e não apresenta perigo de acordo com os padrões adotados (STICH; WOLFGANG; RAFAEL, 2012).

3.1.5 Placa de Circuito Impresso

O protótipo da placa de circuito impresso (PCI) para o Sistema de Iluminação e Estímulo Pupilar é apresentado na Figura 22. Ela foi feita se pensando na portabilidade e confiabilidade do circuito, principalmente quanto a posição dos LEDs para que a iluminação gerada fosse simétrica, evitando distorções luminosas nas imagens produzidas pelo dispositivo.

Primeiramente a posição da câmera foi estabelecida e a posição dos LEDs foi definida como:

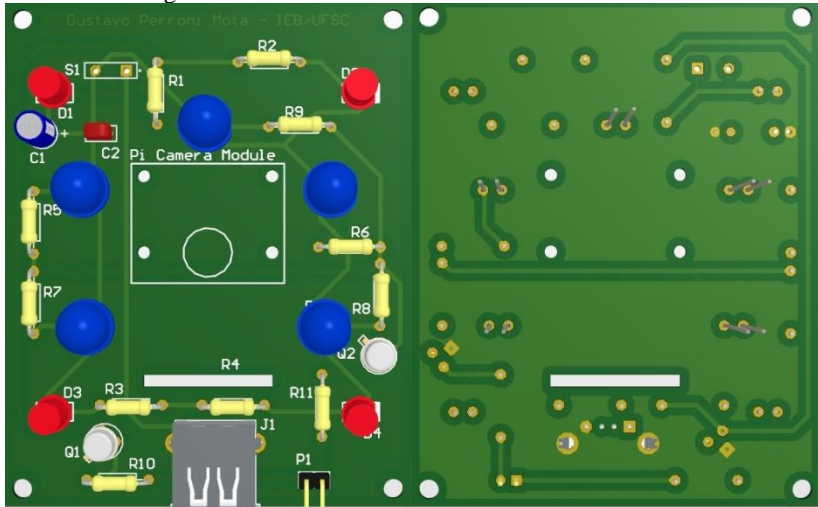
- (a) LEDs infravermelhos: $35 \pm 1,00$ mm da lente da câmera;
- (b) LEDs brancos: $21 \pm 1,00$ mm da lente da câmera.

Também foram observadas as posições dos conectores, para um fácil acesso após a montagem do gabinete, e dos capacitores de desacoplamento, para que ficassem próximos a fonte de energia.

Com o objetivo de reduzir ruídos, a camada superior foi utilizada, majoritariamente, para alimentação dos componentes e a inferior para os sinais digitais e um plano terra.

Por fim foram feitos os furos de suporte, suporte da câmera e uma abertura para que o cabo *flex* da câmera pudesse passar pela placa.

Figura 22 – Visão Frontal e Traseira da PCI do SIEP.



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

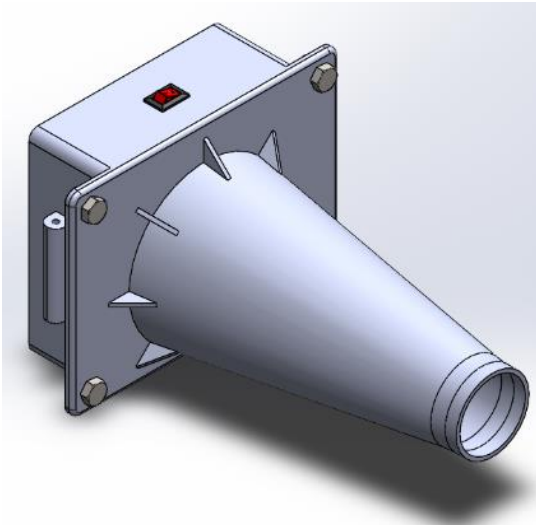
3.2 GABINETE

O gabinete do sistema Osiris tem papel fundamental na correta execução do exame de pupilometria dinâmica e captação das imagens do exame. O mesmo fornecerá o ambiente sem iluminação necessário para o exame e será a interface física que distanciará o paciente dos LEDs luminosos e sustentará o SIEP.

Além dos objetivos funcionais, há uma preocupação com a aparência final do equipamento: estudos mostram que a estética é o fator mais significativo para a escolha e uso de um produto – mais que funcionalidade ou importância – e que, mesmo em ambientes atípicos, produtos esteticamente agradáveis transmitem satisfação e confiança a que os usa (CREUSEN; SCHOORMANS, 2005; BLIJLEVEN; GEMSER; MUGGE, 2012). Tais fatores são fundamentais para a adoção de novas tecnologias no âmbito da engenharia biomédica.

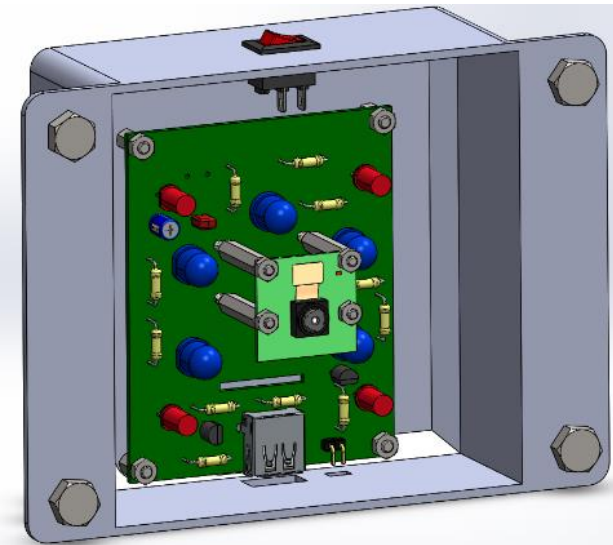
Na concepção do gabinete todos os componentes – de conectores a parafusos – foram montados de forma conjunta e a partir de modelos e dimensões reais, prevendo e corrigindo defeitos antecipadamente e garantindo a usabilidade quando o mesmo fosse confeccionado. O protótipo é apresentado nas Figuras 23 e 24.

Figura 23 – Gabinete do sistema Osiris.



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

Figura 24 – Detalhes da montagem.



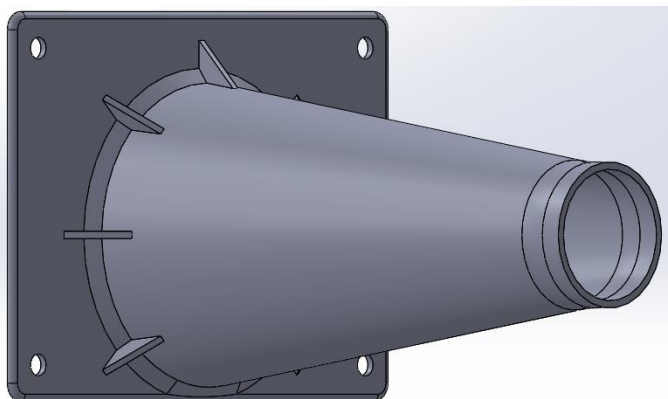
Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

O gabinete foi planejado para ser produzido pela impressora GTMax3D Core H4 disponível no Instituto de Engenharia Biomédica da UFSC (IEB-UFSC) em material ABS na cor preta, a fim de evitar reflexos consequentes da ação dos LEDs. Foram confeccionados duas peças: a parte superior (*Box Top*) e a parte inferior (*Box Bottom*).

3.2.1 *Box Top*

A parte superior é composta, principalmente, por um cone de comprimento 160 mm, diâmetro maior 80 mm e diâmetro menor 36 mm. Essa parte, em conjunto com um suporte de borracha para conforto e fácil higienização, será onde o paciente colocará o olho. Em tal situação, o mesmo estará alinhado e exposto a câmera e aos LEDs para o exame. Foram usados chanfros e estruturas de suporte pensando na estabilidade e durabilidade da peça, facilitando o trabalho da impressora (THE INOVATION STATION, 2014).

Figura 25 – *Box Top* em detalhe.



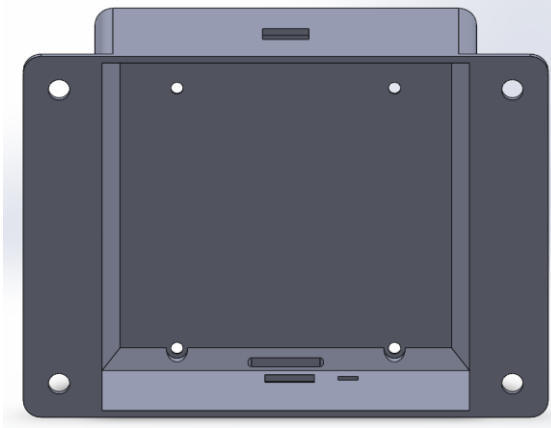
Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

3.2.2 *Box Bottom*

A parte inferior é a parte que sustentará o SIEP, assim como a parte superior do gabinete. Foram feitas pequenas aberturas para os conectores e o botão liga-desliga. Há dois suportes laterais para que fosse possível colocar o gabinete em um sistema de ajuste de altura, para que se adeque

a necessidade do paciente. Há também duas abas as quais se encaixam na *Box Top*, vedando toda a luminosidade externa que possa vir a entrar na caixa.

Figura 26 – *Box Bottom* em detalhe.



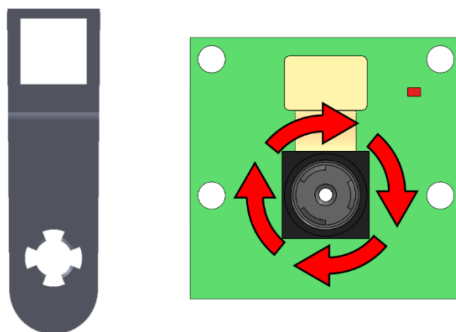
Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

3.3 SISTEMA DE REGISTRO DE IMAGENS

O Sistema de Registro de Imagens é composto pelo Raspberry Pi e pela Pi Camera. É importante a observação de alguns detalhes para a correta utilização desse conjunto com o propósito de geração de imagens de pupilometria dinâmica. Tais detalhes relacionam tanto a parte de *hardware* desse sistema quanto a parte de *software*. Os ajustes, no entanto, não são feitos pelo examinador, mas sim no ato da montagem do sistema.

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, no caso, a pupila do paciente. Essa adaptação se dá com uma ferramenta específica para girar a lente conforme a Figura 27. Essa ferramenta também foi impressa com uma impressora 3D.

Figura 27 – Ferramenta e detalhe de ajuste da Pi Camera.



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

O módulo da câmera funciona nativamente no Raspberry Pi com o sistema Raspbian. Suas configurações padrão, porém, funcionam a partir do momento em que se liga o sistema e assim poderiam variar a cada novo exame. Os seguintes parâmetros foram ajustados a fim que se obtivesse a melhor qualidade de imagem:

- Brilho;
- Contraste;
- Nitidez;
- *ISO* (sensibilidade da câmera à luz);
- Resolução;
- Taxa de quadros por segundo.

Os quatro primeiros parâmetros têm como objetivo deixar a imagem mais clara e mais apta a análise. É necessário trocar a resolução nativa da câmera por dois motivos: aumentar a taxa de quadros por segundo (FPS) e para ajuste da região de interesse (ROI).

A Pi Camera funciona de modo que quanto menor a resolução maior a taxa de quadros por segundo. Para os exames de pupilometria dinâmica, uma taxa maior de FPS se traduz em confiabilidade e precisão no pós-processamento da imagem. Estudos anteriores chegaram a taxa máxima de 30 FPS (FERRARI *ET AL.*, 2007; TSAI *ET AL.*, 2016), assim, registrando imagens a 90 FPS o sistema Osiris apresenta um aumento de 200% em número de quadros para análise por exame e, ao mesmo tempo, tem o dobro da resolução apresentada pelo equipamento produzido por Ferrari *et al.* (2007).

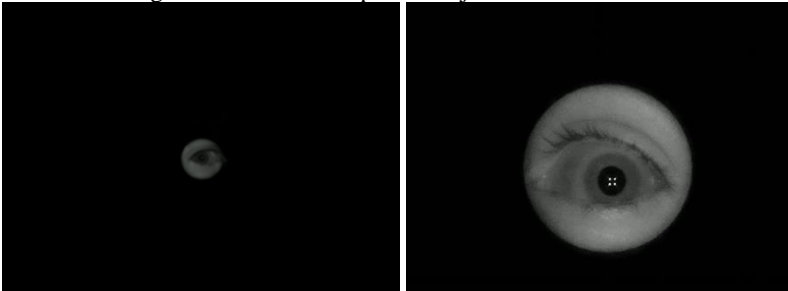
Figura 28 – Resolução x ROI da Pi Camera.



Fonte: Jones (2016).

A lente da Pi Camera é fixa, ou seja, não é possível aproximar ou afastar a imagem de forma ótica, apenas digital – o que introduz piora na qualidade da imagem –. Foi constatado que a câmera funcionando em resolução nativa (1920x1080) captava uma região muito grande da parte interna do gabinete, sendo que o olho do paciente ficava na região central. A Figura 29 mostra exemplos da redução da resolução e da melhoria nos parâmetros supracitados em comparação com uma situação anterior.

Figura 29 – Antes e depois dos ajustes na Pi Camera.



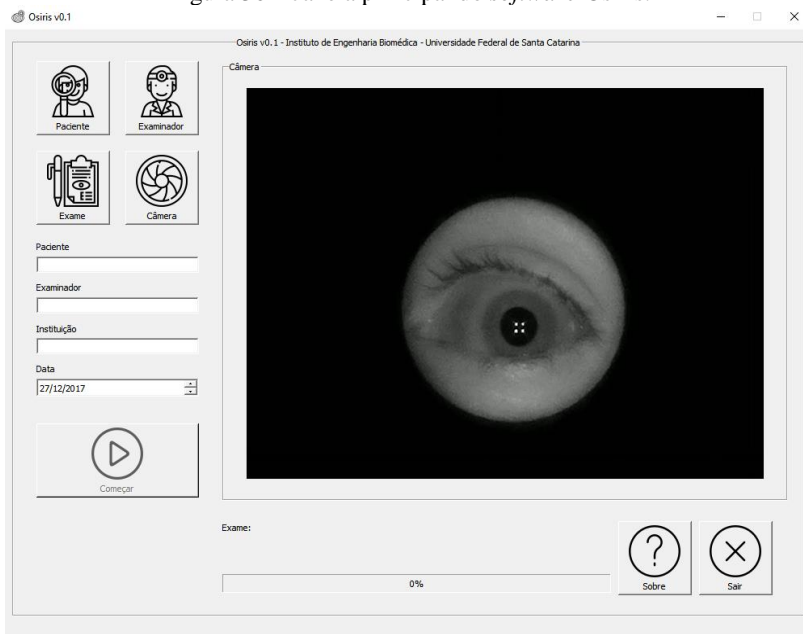
Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

3.4 SOFTWARE

O *software* Osiris, rodando dentro do Raspberry Pi, se comunica tanto com a câmera quanto com o SIEP e provê meios de configurar os parâmetros do exame e registrar as imagens de pupilometria dinâmica, gerando também um relatório de controle com dados do paciente, do operador e do exame. A interface foi desenvolvida para que fosse exigido o mínimo de treinamento ou conhecimento de informática possível, com riqueza de imagens e processos intuitivos, destinado a profissionais da área da saúde. As principais informações estarão sempre em destaque para uma posterior correção. O operador, a partir do *software*, não interfere no funcionamento das outras partes do sistema Osiris.

A linguagem utilizada foi a Python 3.5 com o auxílio da biblioteca PyQt com o objetivo de rodar em um sistema operacional Linux, sendo recomendado o Raspbian. É necessário também que a aplicação MP4Box esteja instalada no sistema. Todas as ferramentas utilizadas na construção do *software* podem ser utilizadas gratuitamente em aplicações não comerciais.

Figura 30 – Janela principal do *software* Osiris.



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

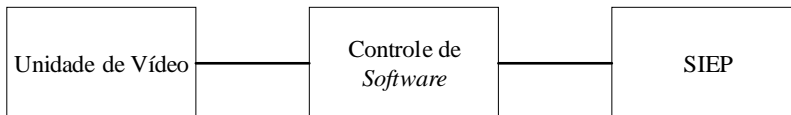
Essa seção se dedica a descrever a arquitetura e *design* do *software* pelo modelo 4 + 1 proposto por Kruchten (1995), com diagramas baseados nos padrões *Unified Modeling Language* (UML), que apresenta diferentes visões do desenvolvimento e funcionamento da aplicação, oferecendo perspectivas que interagem e se complementam entre si:

- (a) Visão Lógica: As partes que integram o sistema e suas interações enfatizando os objetos;
- (b) Visão de Processo: Os processos do sistema e a comunicação entre eles;
- (c) Visão Física: O ambiente onde o sistema está sendo executado, mapeando os artefatos de *hardware* e *software*;
- (d) Visão de Desenvolvimento: Os módulos e componentes do sistema, incluindo pacotes, bibliotecas etc.
- (e) Visão de Caso: As funcionalidades do sistema, em outras palavras, o que ele deve fazer na visão do usuário.

3.4.1 Visão Lógica

3.4.1.1 *Design* de Alto Nível (Arquitetura)

Figura 31 – Arquitetura do Osiris.



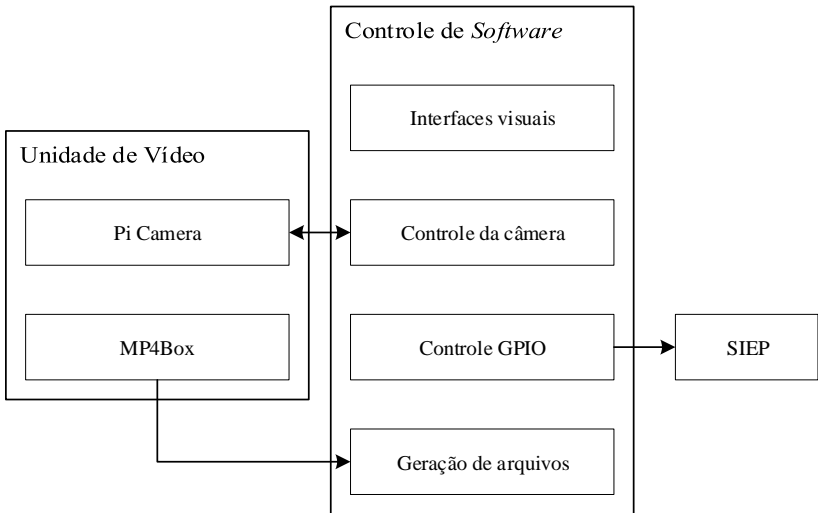
Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

A arquitetura do Osiris é composta de três grandes componentes:

- O Controle de *Software* gere a exibição das interfaces visuais e a interação com os outros módulos do sistema.
- O SIEP controla os LEDs que iluminarão e estimularão o olho do paciente.
- A Unidade de Vídeo provê as imagens de pupilometria dinâmica.

3.4.1.2 *Design* de Nível Intermediário

Figura 32 – Componentes de nível intermediário.



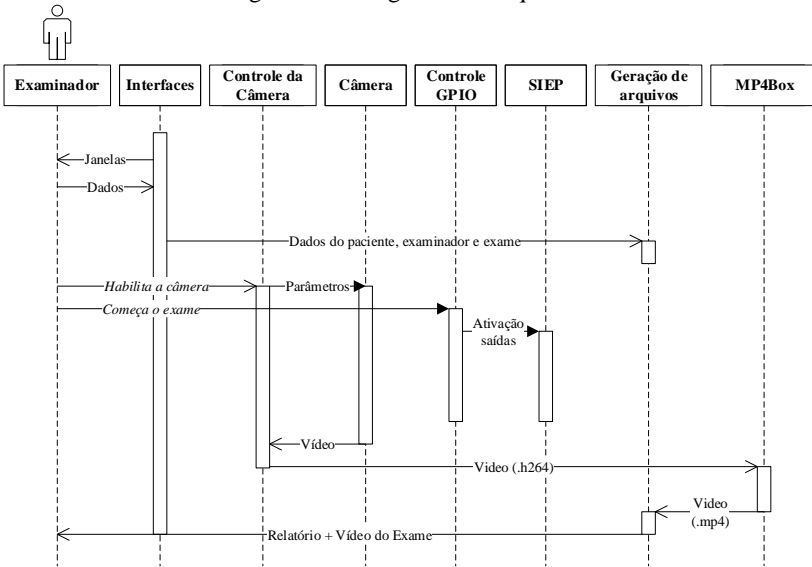
Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

Os componentes de nível intermediário são:

- Interfaces visuais: composto das classes que constroem e controlam as janelas do programa, tão como as funções que se relacionam com seus elementos (botões, campos, barras etc.).
- Controle da câmera e Pi Camera: a biblioteca de configurações e funções que se relacionam ao controle da Pi Camera e que fazem parte do processo de exame.
- Controle GPIO e SIEP: este se comunica com o Raspberry através de suas portas de entrada e saída (GPIO), logo, existe uma biblioteca para controle e configuração das mesmas.
- Geração de arquivos e MP4Box: as funções que permitem ao Osiris, ao final do exame, gerar um relatório e converter os arquivos de vídeo brutos (.h264) para um container que pode ser lido (.mp4).

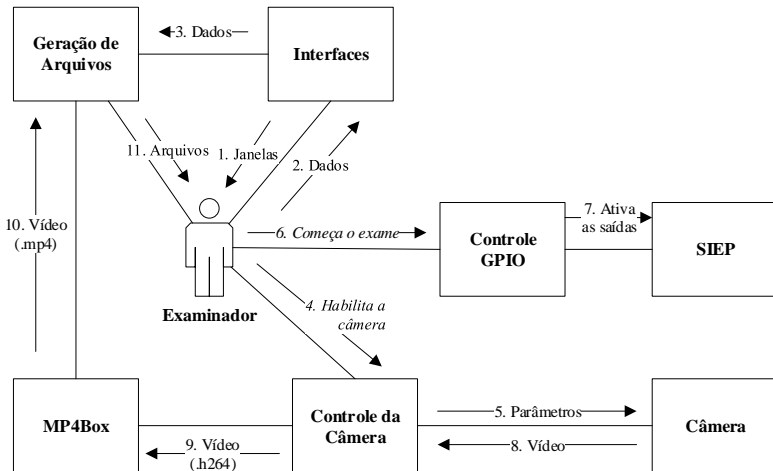
3.4.2 Visão de Processo

Figura 33 – Diagrama de Sequência



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

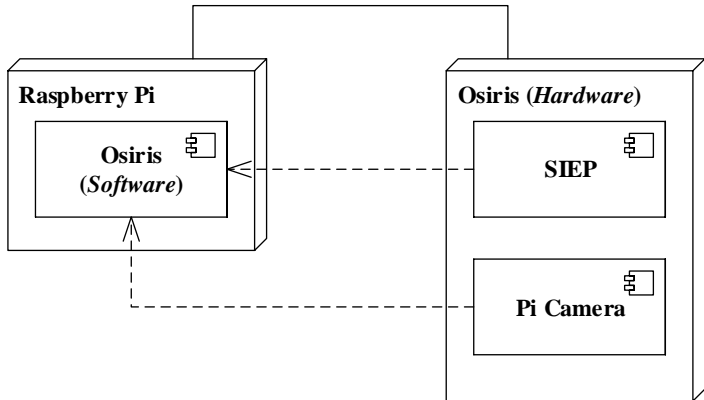
Figura 34 – Diagrama de Colaboração



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

3.4.3 Visão Física

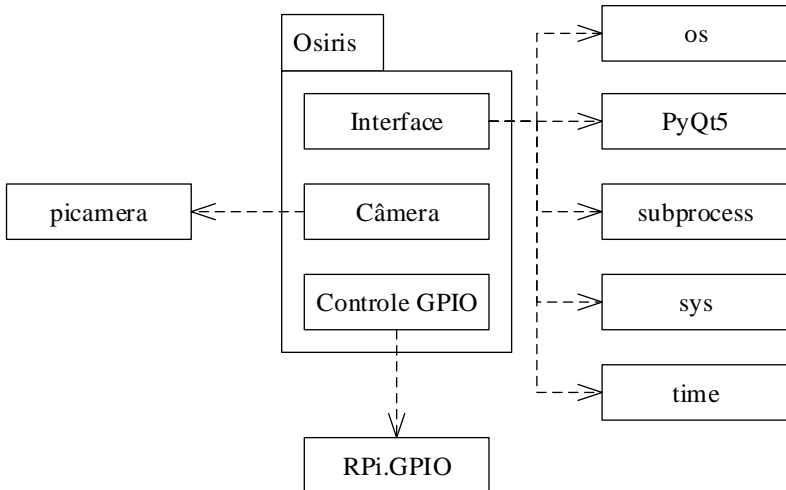
Figura 35 – Diagrama de Implementação



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

3.4.4 Visão de Desenvolvimento

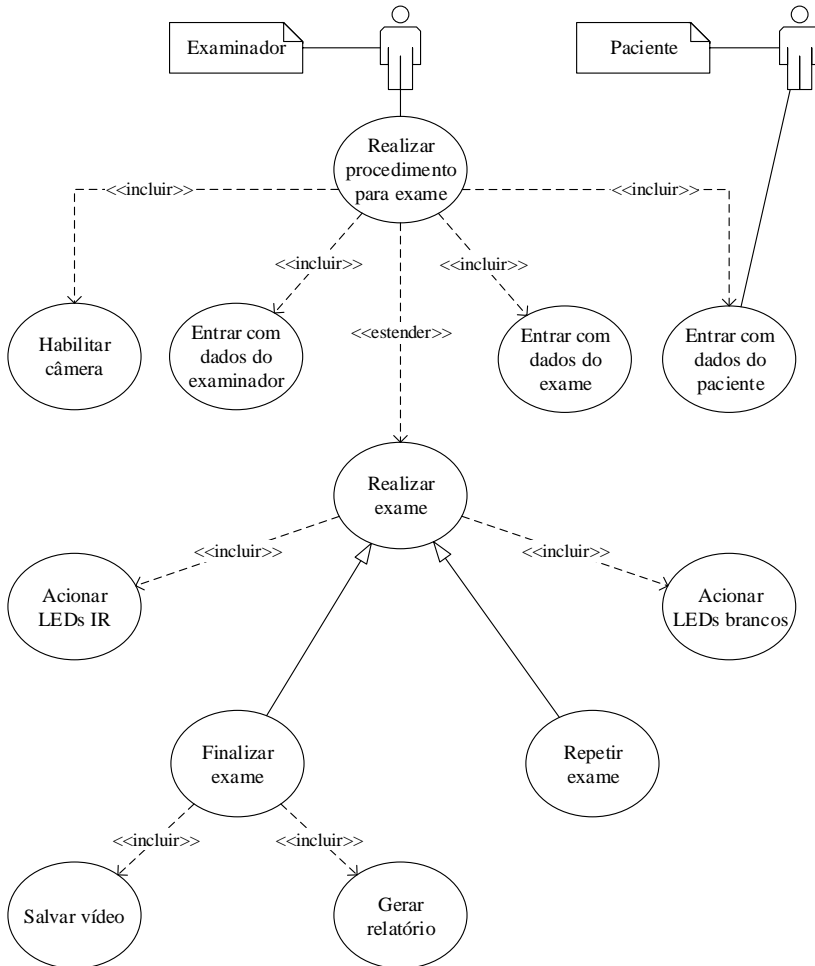
Figura 36 – Diagrama de Pacotes.



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

3.4.5 Visão de Caso

Figura 37 – Diagrama de Caso de Uso



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

O procedimento para a aquisição de imagens de pupilometria dinâmica utilizando o software é o seguinte:

- (1) Entrar com os dados do paciente (botão “Paciente”):
 - (a) Nome;
 - (b) Data de Nascimento;

- (c) Diagnóstico;
- (d) Telefone e E-mail.
- (2) Entrar com os dados do examinador (botão “Examinador”):
 - (a) Nome;
 - (b) Cargo;
 - (c) Código funcional;
 - (d) Instituição.
- (3) Entrar com os parâmetros do exame (botão “Exame”):
 - (a) Número de flashes;
 - (b) Intervalo entre flashes.
- (4) Habilitar a câmera (botão “Câmera”);
- (5) Começar o processo de aquisição de imagens (botão “Começar”);
- (6) Esperar o fim do contador e pressionar o botão “Continuar”;
- (7) Observar o processo pelas imagens da câmera e pela barra de progresso;
- (8) Ao final do exame, selecionar “Salvar e Concluir” para termina-lo ou “Repetir” para repeti-lo.

Assim, ao final do processo de aquisição de imagens serão gerados um relatório com os dados inseridos pelo examinador em relação ao exame e um arquivo de vídeo para posterior análise.

4 DISCUSSÃO E RESULTADOS

A fabricação e teste do protótipo do sistema Osiris se deu em conjunto com o Instituto de Engenharia Biomédica e do Instituto de Eletrônica de Potência, ambos pertencentes a UFSC. Os testes realizados procuraram confirmar se o funcionamento do equipamento era como o esperado e se o dimensionamento, tanto dos componentes do SIEP como das medidas do gabinete, era adequado.

Figura 38 – Protótipo montado do sistema Osiris.



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

Em relação ao tamanho dos componentes do gabinete, verificou-se diferentes precisões para cada tipo de construção:

Tabela 9 – Precisão dos componentes do gabinete.

Forma	Precisão	Unidade
Base	$\pm 0,5$	mm
Chanfros	$\pm 0,5$	mm
Aberturas retangulares	$\pm 0,5$	mm
Aberturas redondas	± 1	mm

Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

De tal forma que, por conta da variação, principalmente nos furos feitos para a fixação da placa, os parafusos precisaram ser trocados por menores. Se observou, também, que a forma escolhida para imprimir as peças na impressora 3D influencia a qualidade final das mesmas. As formas “*Hilbert Curve*” e “*Honeycomb*” são perceptivelmente mais sólidas que o padrão “*Retilinear*”, fazendo inclusive que as aberturas redondas sejam mais fixas ao resto da peça. O gabinete em sua forma final, entretanto, se mostrou sólido e apto ao seu propósito.

Figura 39 – SIEP devidamente colocado no gabinete.



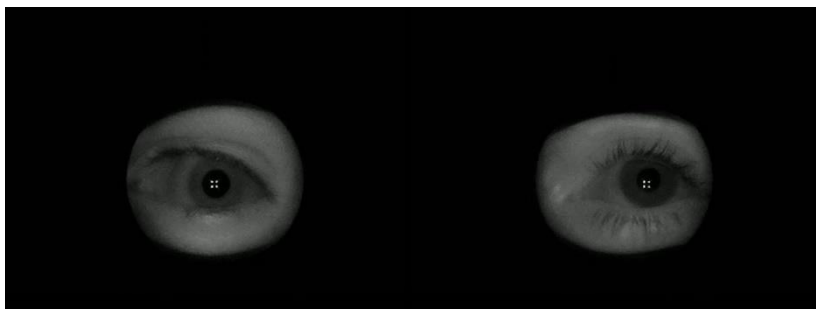
Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

O Sistema de Iluminação e Estímulo Pupilar funcionou da forma esperada, não ocorrendo qualquer tipo de problema. A possibilidade da mudança dos resistores relacionados aos LEDs IR, contudo, foi discutida para aumentar a luminosidade gerada pelos mesmos. Todos os seus parâmetros (corrente direta máxima, riscos relacionados etc.) permitem tal alteração.

O *software* Osiris também teve seu funcionamento verificado. Ele funcionou de forma correta e confiável tanto na interação com o SIEP – o número especificado de flashes e intervalo, tão como o momento de

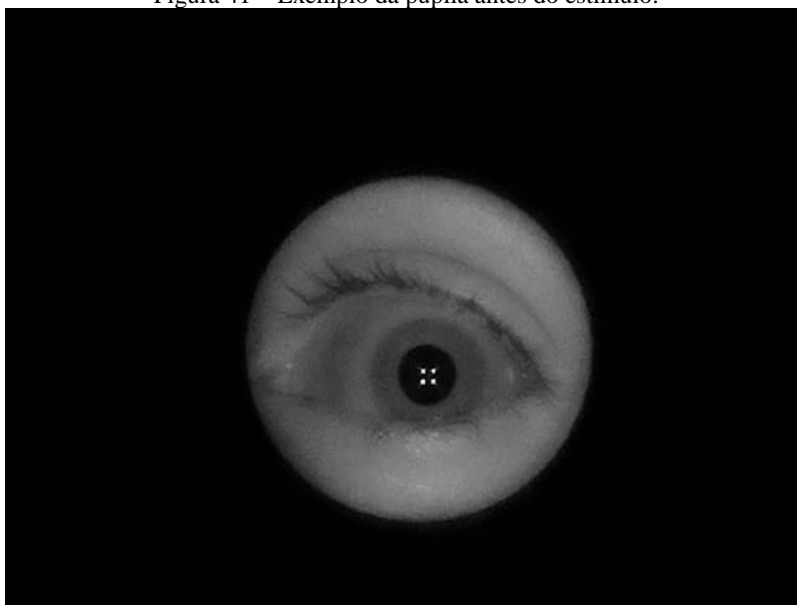
disparo –, na geração do relatório com os dados do paciente e na produção do vídeo do exame.

Figura 40 – Exemplos das imagens obtidas.



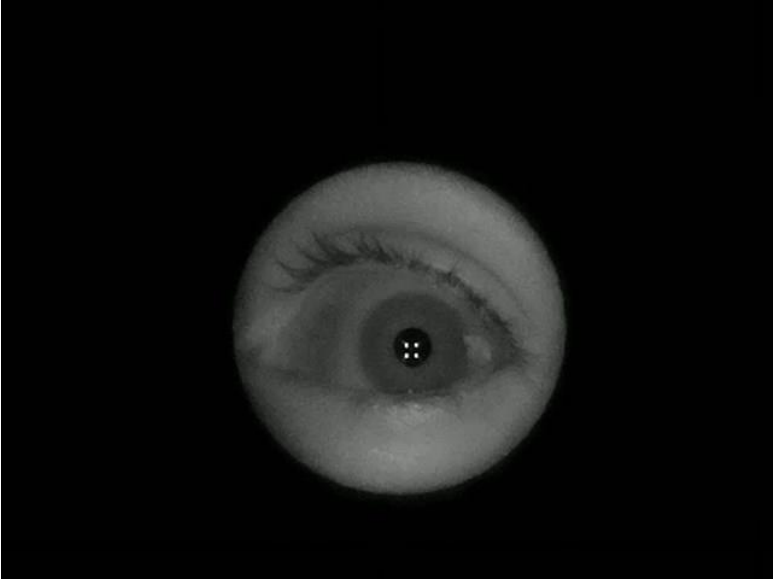
Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

Figura 41 – Exemplo da pupila antes do estímulo.



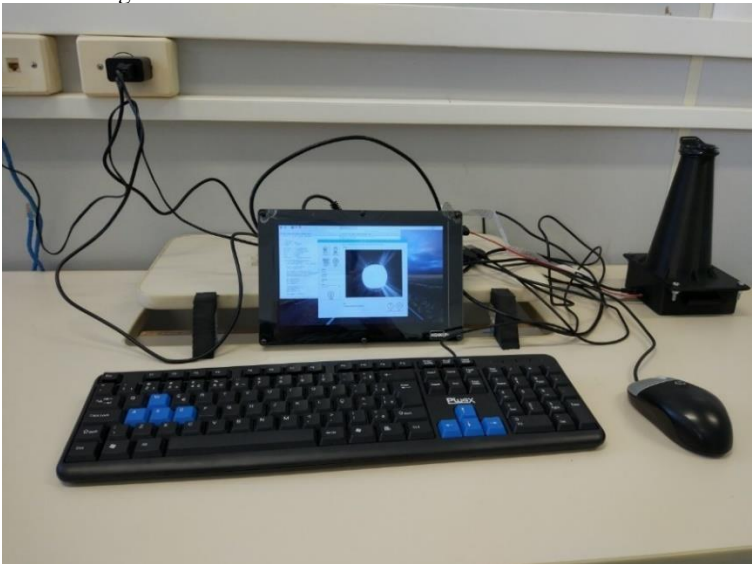
Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

Figura 42 – Exemplo da pupila depois do estímulo.



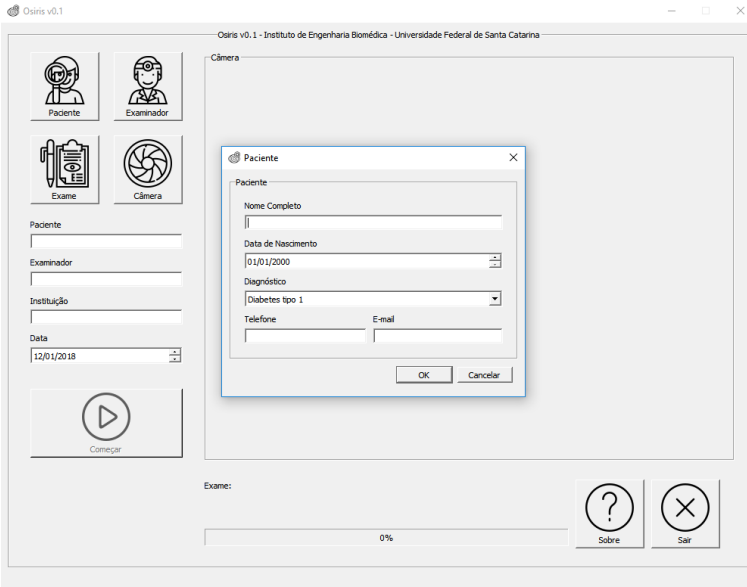
Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

Figura 43 – Sistema Osiris funcionando no IEB-UFSC.



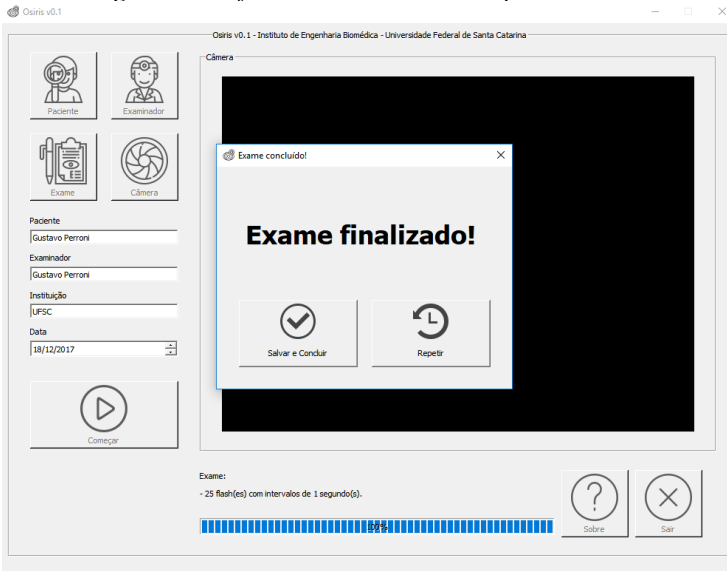
Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

Figura 44 – *Software Osiris*: entrada de dados do paciente.



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

Figura 45 – *Software Osiris*: término do procedimento.



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

Uma estimativa de custos é apresentada na Tabela 10.

Tabela 10 – Custos de construção do sistema Osiris.

Componente	Custo
Resistores	R\$0,99
Capacitores	R\$0,82
Transistores	R\$0,68
Conectores	R\$3,00
Placa de circuito impresso ⁸	R\$50,00
Gabinete ⁷	R\$10,00
Raspberry Pi 3 Model B	R\$199,90
Pi Camera v2 NoIR	R\$229,90
Total	R\$495,29

Fonte: FilipeFlop (2017); Baú da Eletrônica (2017).

⁸ Custos estimados baseados no material utilizado.

5 CONCLUSÃO

O trabalho de conclusão de curso aqui desenvolvido tem como objetivo a construção de um equipamento, chamado de sistema Osiris, capaz de capturar imagens de pupilometria dinâmica baseado em conceitos de portabilidade, confiabilidade e simplicidade de construção e de uso. Ele foi construído a partir das tecnologias disponíveis na Universidade Federal de Santa Catarina, sem a necessidade de qualquer material importado ou método patenteado, custando cerca de 7% de um pupilômetro convencional.

O Osiris é o conjunto de um sistema para iluminar e estimular a pupila do paciente, um gabinete para a acomodação do sistema supracitado, um Raspberry Pi, uma câmera 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 sistema Osiris produz imagens de tamanho 640x480 com 90 quadros por segundo a partir do número especificado de flashes (10 ms) e do intervalo em segundos entre os mesmos. Estando as mesmas aptas a detecção da NAD, após sua análise. Junto as imagens, ele produz um arquivo de texto com as informações relativas ao exame, ao examinador e ao paciente.

Assim, conclui-se que o sistema Osiris atinge todos os objetivos propostos nesse trabalho, permitindo que uma nova solução, adaptada a realidade brasileira, possa ser aplicada para diagnosticar e acompanhar uma importante doença e assim melhorar a vida de milhares de pessoas.

Para trabalhos futuros é interessante que se façam melhorias em relação ao gabinete, permitindo um tamanho ainda mais reduzido e confortável, e no sistema de iluminação, de forma a que as imagens produzidas fiquem mais claras. Uma nova abordagem, com circuito e gabinete menores, é proposta no Apêndice B. Ainda, seria útil desenvolver um *software* para a análise das imagens obtidas pelo sistema Osiris para Raspbian, especialmente pensado nas melhorias em relação a resolução e taxa de quadros por segundo, criando assim um *toolkit* de obtenção e análise de imagens de pupilometria dinâmica em um só dispositivo. Visto os módulos *bluetooth* e *WiFi* do Raspberry, desenvolver um aplicativo para *smartphones* e *tablets* para controle do sistema Osiris e integra-lo a um banco de dados online pode contribuir com a sua adoção não só para fins médicos, mas também com a geração de material para pesquisas na área da pupilometria e diabetes.

REFERÊNCIAS

AMERICAN DIABETES ASSOCIATION. *Report and Recommendations of the San Antonio Conference on Diabetic Neuropathy*. *Diabetes Care*, [s.l.], v. 11, n. 7, p.592-597, 1 jul. 1988. American Diabetes Association.
<http://dx.doi.org/10.2337/diacare.11.7.592>.

BAÚ DA ELETRÔNICA. *Homepage*. 2017. Disponível em: <<http://www.baudaeletronica.com.br/>>. Acesso em: 30 dez. 2017.

BLIJLEVENS, Janneke; GEMSER, Gerda; MUGGE, Ruth. The importance of being 'well-placed': The influence of context on perceived typicality and esthetic appraisal of product appearance. *Acta Psychologica*, [s.l.], v. 139, n. 1, p.178-186, jan. 2012. Elsevier BV.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.actpsy.2011.11.004>.

BREMNER, Fion D.; SMITH, Stephen E.. Pupil Abnormalities in Selected Autonomic Neuropathies. *Journal of Neuro-ophthalmology*, [s.l.], v. 26, n. 3, p.209-219, set. 2006. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health).
<http://dx.doi.org/10.1097/01.wno.0000235564.50518.1b>.

CAHILL, M.; EUSTACE, P.; JESUS, V. de. Pupillary autonomic denervation with increasing duration of diabetes mellitus. *British Journal of Ophthalmology*, [s.l.], v. 85, n. 10, p.1225-1230, 1 out. 2001. BMJ.
<http://dx.doi.org/10.1136/bjo.85.10.1225>.

CENTERS FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION (EUA). *National diabetes fact sheet: national estimates and general information on diabetes and prediabetes in the United States*. Atlanta, GA: U.S. Department of Health and Human Services, Centers for Disease Control and Prevention, 2011.

COX, David. *Solid State Lighting Science & LED Theory of Operation*. [s. l.]: CREE, 2010. 72 slides, color. Disponível em: <<https://www.slideshare.net/davidiancox/solid-state-lighting-science-and-led-theory-of-operation-december-2010>>. Acesso em: 22 dez. 2017.

CREUSEN, Marielle E. H.; SCHOORMANS, Jan P. L.. The Different Roles of Product Appearance in Consumer Choice. *Journal of Product Innovation Management*, [s.l.], v. 22, n. 1, p.63-81, jan. 2005. Wiley-Blackwell. <http://dx.doi.org/10.1111/j.0737-6782.2005.00103.x>.

DOMINANT OPTO TECHNOLOGIES. *Photobiological Safety for DOMINANT LEDs*. [s.l.]: Dominant Opto Technologies, 2011. Disponível em: <http://www.dominant-semi.com/userfiles/file/Photobiological_Safety_for_Dominant_LED-VerB.pdf>. Acesso em: 25 dez. 2017.

DÜTSCH, M. *et al.* Sympathetic and parasympathetic pupillary dysfunction in familial dysautonomia. *Journal of The Neurological Sciences*, [s.l.], v. 195, n. 1, p.77-83, mar. 2002. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s0022-510x\(01\)00686-4](http://dx.doi.org/10.1016/s0022-510x(01)00686-4).

DÜTSCH, M. *et al.* Pupillography refines the diagnosis of diabetic autonomic neuropathy. *Journal of The Neurological Sciences*, [s.l.], v. 222, n. 1-2, p.75-81, jul. 2004. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jns.2004.04.008>.

EBAY. HAAG STREIT HAAGSTREIT OCTOPUS 900 PERIMETER W/ GOLDMANN KINETIC PERIMETERY GKP. Disponível em: <<https://www.ebay.com/itm/HAAG-STREIT-HAAGSTREIT-OCTOPUS-900-PERIMETER-W-GOLDMANN-KINETIC-PERIMETERY-GKP-/201409231672?rmvSB=true>>. Acesso em: 19 dez. 2017.

EPPENS, M. C. *et al.* Prevalence of Diabetes Complications in Adolescents with Type 2 Compared with Type 1 Diabetes. *Diabetes Care*, [s.l.], v. 29, n. 6, p.1300-1306, 26 maio 2006. American Diabetes Association. <http://dx.doi.org/10.2337/dc05-2470>.

EUROPEAN PARLIAMENT, COUNCIL OF THE EUROPEAN UNION. *DIRECTIVE 2006/25/EC: Artificial Optical Radiation*. [s.l.]: Official Journal of The European Union, 2006.

EVERLIGHT ELECTRONICS. *Technical Data Sheet: 5mm Infrared LED, T-1 3/4*. Tucheng, Taipei: Everlight Electronics Co., Ltd., 2010.

FAIRCHILD SEMICONDUCTOR. *PN2222A: NPN General-Purpose Amplifier*. [s. l.]: On Semiconductor Industries, LLC, 2014.

FERRARI, Giselle L. *et al.* An Approach to the Assessment of Diabetic Neuropathy Based on Dynamic Pupillometry. In: 29TH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 29., 2007, Lyon, France. *Proceedings...* . Piscataway, New Jersey: IEEE, 2007. p. 557 - 560.

FERRARI, Giselle Lopes. *Pupilometria Dinâmica: Aplicação na Detecção e Avaliação da Neuropatia Autonômica Diabética e Estudo da Correlação entre a Resposta Temporal da Pupila ao Estímulo Visual e a Glicemia*. 2008. 89 f. Tese (Doutorado) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2008.

FERRARI, Giselle L. *et al.* Using dynamic pupillometry as a simple screening tool to detect autonomic neuropathy in patients with diabetes: a pilot study. *Biomedical Engineering Online*, [s.l.], v. 9, n. 1, p.26-38, jun. 2010. Springer Nature. <http://dx.doi.org/10.1186/1475-925x-9-26>.

FILIPEFLOP. *Raspberry Pi 3 Model B Anatel*. 2017. Disponível em: <<https://www.filipeflop.com/produto/raspberry-pi-3-model-b/>>. Acesso em: 30 dez. 2017.

HEBEI I.T.. *10mm Superbright LED Datasheet*. [s. l.]: Hebei Co., Ltd., 2016. Título original: 1025PWC.

INTERNATIONAL DIABETES FEDERATION. *IDF Diabetes Atlas*. 8. ed. [s. l.]: International Diabetes Federation, 2017. Disponível em: <<http://www.diabetesatlas.org>>. Acesso em: 19 ago. 2017.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *IEC-62471: Photobiological safety of lamps and lamp systems*. [s. L.]: IEC, 2006.

JÄGER, Claus. *Eye Safety of IREDS used in Lamp Applications: Application Notes*. Regensburg: OSRAM, 2010. Disponível em: <http://www.osram-os.com/Graphics/XPic2/00052113_0.pdf>. Acesso em: 19 ago. 2017.

JIN, Heung Yong; BAEK, Hong Sun; PARK, Tae Sun. Morphologic Changes in Autonomic Nerves in Diabetic Autonomic Neuropathy. *Diabetes & Metabolism Journal*, [s.l.], v. 39, n. 6, p.461-467, dez. 2015. Korean Diabetes Association (KAMJE). <http://dx.doi.org/10.4093/dmj.2015.39.6.461>.

JONES, Dave. 6. *Camera Hardware*. 2016. Disponível em: <<http://picamera.readthedocs.io/en/release-1.13/fov.html>>. Acesso em: 26 dez. 2017.

KAHN, Richard. Proceedings of a consensus development conference on standardized measures in diabetic neuropathy. *Muscle & Nerve*, [s.l.], v. 15, n. 10, p.1143-1170, out. 1992. Wiley-Blackwell. <http://dx.doi.org/10.1002/mus.880151014>.

KEIM, Robert. *Clean Power for Every IC: Understanding Bypass Capacitors*. 2015. Disponível em: <<https://www.allaboutcircuits.com/technical-articles/clean-power-for-every-ic-part-1-understanding-bypass-capacitors/>>. Acesso em: 20 dez. 2017.

KO, Mei-lan *et al.* Design and analysis of wearable pupillometer for autonomic neuropathy of diabetic patients. *Applied Optics*, [s.l.], v. 53, n. 29, p.27-34, 28 jul. 2014. The Optical Society. <http://dx.doi.org/10.1364/ao.53.000h27>.

KRUCHTEN, P.B.. The 4+1 View Model of architecture. *IEEE Software*, [s.l.], v. 12, n. 6, p.42-50, 1995. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/52.469759>.

LACIGOVA, Silvie *et al.* The influence of cardiovascular autonomic neuropathy on mortality in type 1 diabetic patients; 10-year follow-up. *Biomedical Papers*, [s.l.], v. 160, n. 1, p.111-117, 5 jan. 2016. Palacky University Olomouc. <http://dx.doi.org/10.5507/bp.2015.063>.

MEDWOW. *NeurOptics Npi 100 Automated Handheld Pupillometer w Printer*. Disponível em: <<http://pt.medwow.com/used-pupilometer/neuroptics/npi-100/485319018.item>>. Acesso em: 19 dez. 2017.

NATHAN, David M.. Diabetes: Advances in Diagnosis and Treatment. *JAMA*, [s.l.], v. 314, n. 10, p.1052-1062, 8 set. 2015. American Medical Association (AMA). <http://dx.doi.org/10.1001/jama.2015.9536>.

PI SUPPLY. *Raspberry Pi NoIR Infrared Camera Board v2.1 (8MP, 1080p)*. 2017. Disponível em: <<https://www.pi-supply.com/product/raspberry-pi-noir-infrared-camera-board-v2-1-8mp-1080p/>>. Acesso em: 19 dez. 2017.

REULEN, J. P. H. *et al.* Stimulation and recording of dynamic pupillary reflex: the IRIS technique Part 2. *Medical and Biological Engineering and Computing*, [s.l.], v. 26, n. 1, p.27-32, jan. 1988. Springer Nature. <http://dx.doi.org/10.1007/bf02441824>.

ROLIM, Luiz Clemente de Souza Pereira *et al.* Neuropatia autonômica cardiovascular diabética: fatores de risco, impacto clínico e diagnóstico precoce. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, [s.l.], v. 90, n. 4, p.24-32, abr. 2008. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/s0066-782x2008000400014>.

SCHEINBERG, Nataliya *et al.* Treatment of Diabetic Autonomic Neuropathy in Older Adults with Diabetes Mellitus. *The Consultant Pharmacist*, [s.l.], v. 31, n. 11, p.633-645, 1 nov. 2016. American Society of Consultant Pharmacists. <http://dx.doi.org/10.4140/tcp.n.2016.633>.

SILVA, Tomas Anderson Souza. *O modelo 4 + 1*. 2016. Disponível em: <<http://tassinio.com.br/orientacao-a-objeto/o-modelo-4-1/>>. Acesso em: 27 dez. 2017.

SKARBEZ, Kathryn *et al.* Comprehensive review of the effects of diabetes on ocular health. *Expert Review of Ophthalmology*, [s.l.], v. 5, n. 4, p.557-577, ago. 2010. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1586/eop.10.44>.

SMITH, S. E. *et al.* Pupillary signs in diabetic autonomic neuropathy. *British Medical Journal*, [s.l.], v. 2, n. 6142, p.924-927, 30 set. 1978. BMJ. <http://dx.doi.org/10.1136/bmj.2.6142.924>.

STICH, Andreas; WOLFGANG, Teich; RAFAEL, Christine. *Details on Photobiological Safety of LED Light Sources: Application Notes*. Regensburg: OSRAM, 2012. Disponível em: <[http://www.osram-os.com/Graphics/XPic4/00165066_0.pdf/Details on Photobiological Safety of LED Light Sources.pdf](http://www.osram-os.com/Graphics/XPic4/00165066_0.pdf/Details%20on%20Photobiological%20Safety%20of%20LED%20Light%20Sources.pdf)>. Acesso em: 25 dez. 2017.

THE INOVATION STATION. University of Texas. *Tips for Designing 3D Printed Parts*. 2014. Disponível em: <<https://innovationstation.utexas.edu/tip-design/>>. Acesso em: 26 dez. 2017.

TSAI, Yi-chun *et al.* *Design of synchronizing pupillometer for observing nerve conduction by pupillary responses*. In: IEEE INTERNATIONAL INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT TECHNOLOGY CONFERENCE, 31., 2016, Taipei, Taiwan. Proceedings... . Piscataway, NJ: IEEE, 2016. p. 1 - 5.

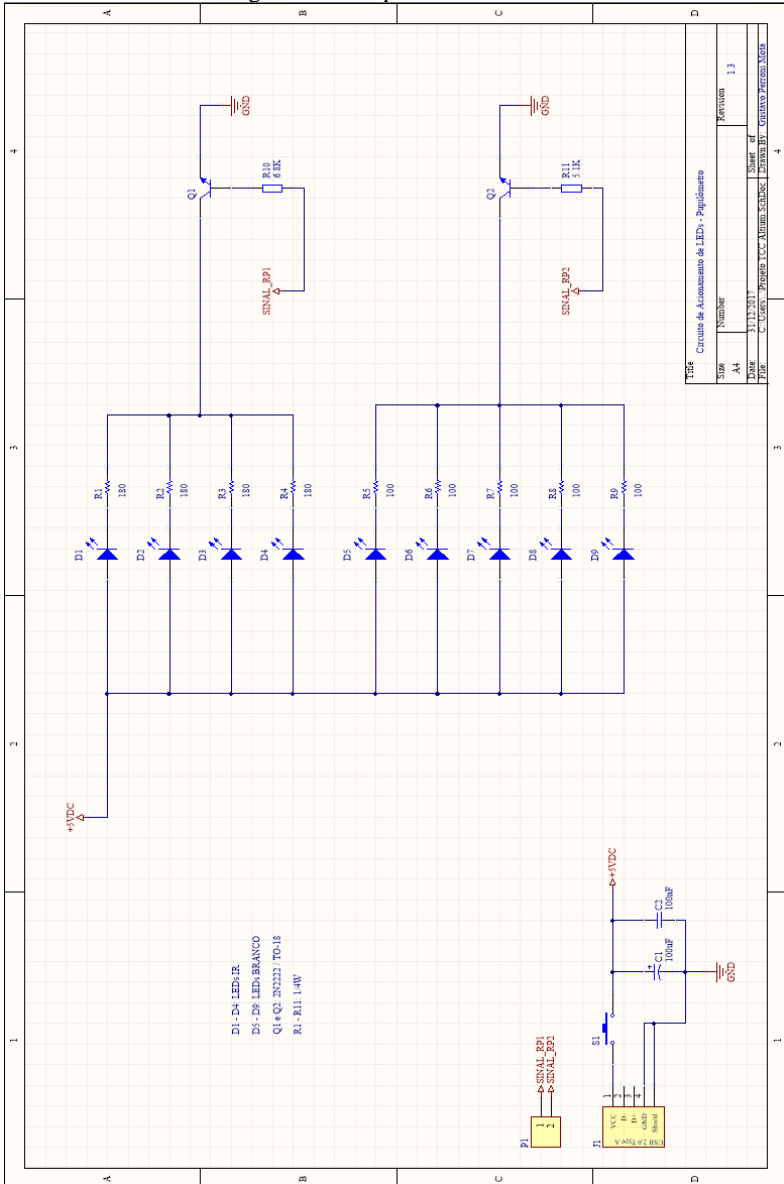
WATANABE, Takeru; OONO, Shinji. A solid-state television pupillometer. *Vision Research*, [s.l.], v. 22, n. 4, p.499-505, jan. 1982. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/0042-6989\(82\)90200-0](http://dx.doi.org/10.1016/0042-6989(82)90200-0).

WIKIPEDIA. *Raspberry Pi 3 Model B*. Disponível em: <<https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/e/e6/Raspberry-Pi-3-Flat-Top.jpg>>. Acesso em: 19 dez. 2017.

ZEISS. *A luz azul: o que faz bem e o que faz mal*. 2015. Disponível em: <https://www.zeiss.com.br/vision-care/pt_br/better-vision/entendendo-a-visao/olho-e-visao/a-luz-azul-o-que-faz-bem-e-o-que-faz-mal.html>. Acesso em: 25 dez. 2017.

APÊNDICE A – Esquemático e *Layout* da PCI

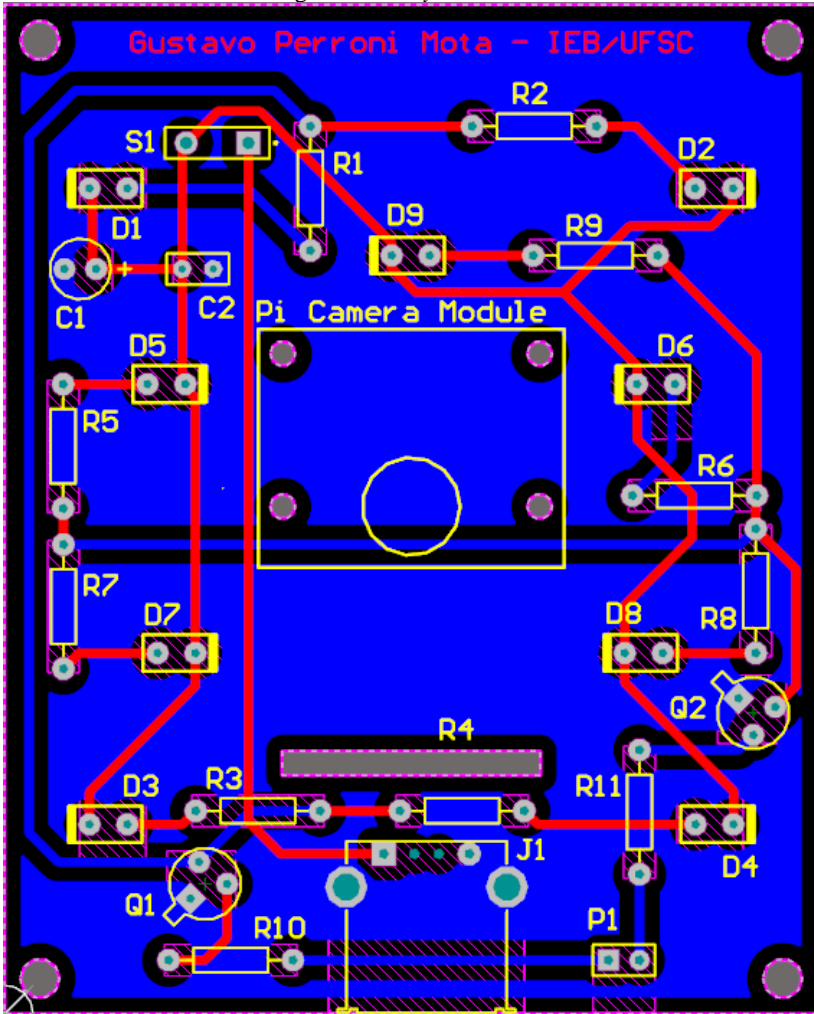
Figura 46 – Esquemático da PCI.



TSE			
Título	Número	Revisão	1.3
Circuito de Alimentação de LED - Pajubassero			
DATA	31/12/2017	Sheet of	
FEITO POR	C. Ueno	Projeto	VCC, ALIM, SENS, Pajubassero
REVISADO POR		Projeto	VCC, ALIM, SENS, Pajubassero

Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

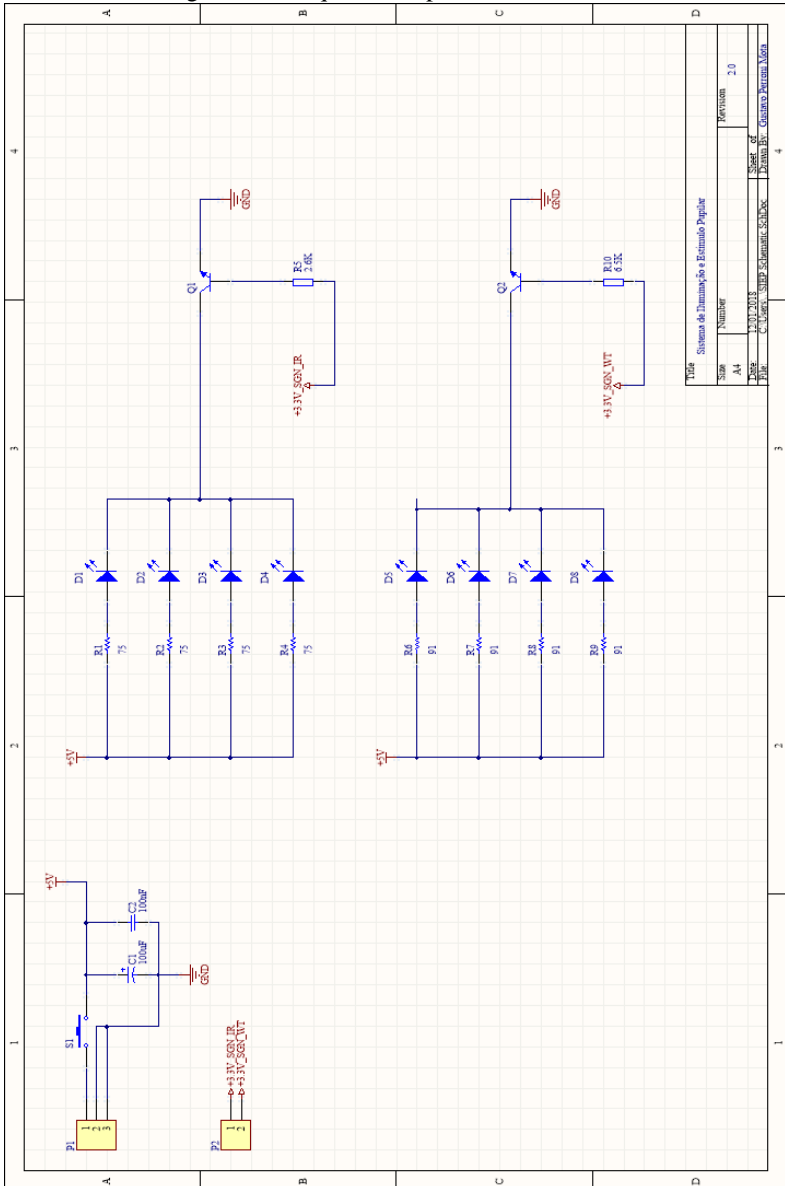
Figura 47 – Layout da PCI.



Fonte: Elaborado pelo autor (2017).

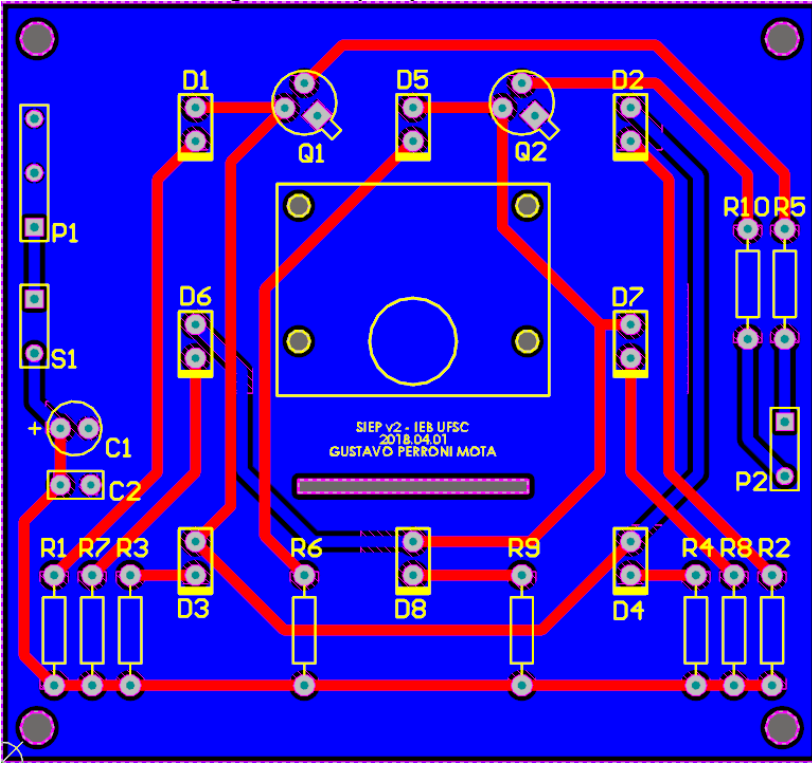
APÊNDICE B – Proposta de novo modelo do sistema Osiris

Figura 48 – Esquemático para uma nova PCI.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018).

Figura 49 – *Layout* para uma nova PCI.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018).

Figura 50 – Vista esquerda do novo gabinete proposto.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018).

Figura 51 – Vista direita do novo gabinete proposto.



Fonte: Elaborado pelo autor (2018).

ANEXO A – Tabela das funções ponderadas de fator térmico e risco à luz azul

Tabela 11 – Tabela das funções ponderadas de fator térmico e risco à luz azul.

λ em mm	B(λ)	R(λ)
$300 \leq \lambda \leq 380$	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
$500 < \lambda \leq 600$	$10^{0,02*(450-\lambda)}$	1
$600 < \lambda \leq 700$	0,001	1
$700 < \lambda \leq 1400$	-	$\geq 10^{0,002*(700-\lambda)}$

Fonte: EU (2006).